



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ORTODONTİK BANT VE DİŞ ARASINDA OLUŞAN SİMAN**  
**BOŞLUKLARININ VE FARKLI BANT SİMANLARININ**  
**ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Berra ÇALIK KÖSELER**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ**

**KASIM-2017**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ORTODONTİK BANT VE DİŞ ARASINDA OLUŞAN SİMAN**  
**BOŞLUKLARININ VE FARKLI BANT SİMANLARININ**  
**ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Berra ÇALIK KÖSELER**

**Ortodonti Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ**

**KASIM-2017**

## TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Program Adı : Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi  
Anabilim Dalı : Ortodonti A.D.  
Tez Sahibi : Berra ÇALIK KÖSELER  
Tez Başlığı : Ortodontik Bant ve Diş Arasında Oluşan Siman Boşluklarının ve Farklı Bant Simanlarının Çözünürlüklerinin Değerlendirilmesi  
Tez Sunum Tarihi : 06.12.2017

### JÜRİ ÜYELERİ

Üye (Danışman) : Yrd. Doç. Dr. Berza YILMAZ  
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye : Prof. Dr. Sibel BİREN  
Çalıştığı Kurum : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye : Yrd. Doç. Dr. Meltem BAKKAL  
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

### İMZA



### YEDEK JÜRİ ÜYELERİ

Üye : Prof. Dr. Alper ALKAN  
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye : Yrd. Doç. Dr. İlkin TUNCEL  
Çalıştığı Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından kabul /~~onay~~ edilmiştir.

PROF. DR. GÖKEMER KURT  
ANABİLİM DALI BAŞKANI



DEKAN

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
Prof. Dr. Alper ALKAN  
Dekan V.



## **BEYAN**

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Berra ÇALIK KÖSELER

Tarih: 06/12/2017

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim danışman hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Berza Yılmaz'a,

Uzmanlık tezimin hazırlanmasında önemli katkı ve emekleri bulunan, uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman yol gösteren, değerli bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan hocam sayın Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren ve kendilerinden çok şey öğrendiğim sayın hocalarım Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ, Yrd. Doç. Dr. Sertaç AKSAKALLI, Dr. Muhammet BİRLİK, Dr. Hilal YILANCI, Uzm. Dt. Ezgi ÇAKIR, Uzm. Dt. Merve SUCU ve Uzm. Dt. Muhammet Çağrı Şibal'e,

Uzmanlık tezi laboratuvar çalışmalarım sırasında analizlerin yapılmasında ve değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Bezmîâlem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi öğretim üyelerinden Arş. Gör. Dr. Belma ZENGİN KURT'a,

Tez çalışmama verdiği desteklerden dolayı Uzm. Dt. Eyüp CİHAN'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sırasında desteklerini esirgemeyen, bir arada çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca her konuda ilgi, destek ve sevgilerini hissettiğim, her zaman yanımda olan, beni en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, teşekkürlerin yetersiz kalacağı başta sevgili babam Yaşar ÇALIK, annem Mihrican ÇALIK ve ablam Özlem SOLMAZ olmak üzere canım aileme,

Ortak bir hayatı paylaşmaktan mutluluk duyduğum, tezimin her aşamasında sabır anlayış ve özveriyle beni destekleyen sevgili eşim Uzm. Dt. Adnan Ege KÖSELER'e, Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Berra ÇALIK KÖSELER

# İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xii
ÖZET.....	xiii
SUMMARY .....	xiv
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>2</b>
2.1. Ortodontik Bantlar .....	3
2.1.1. Ortodontik bantların endikasyonları .....	3
2.1.2. Ortodontik bantların ağız sağlığı üzerine etkisi .....	4
2.1.2.1.Ortodontik bantların mine demineralizasyonu üzerine etkisi .....	4
2.1.2.2.Ortodontik bantların periodontal sağlık üzerine etkisi .....	6
2.1.3. Ortodontik bantların dayanımı.....	8
2.2. Ortodontide Kullanılan Bant Simanları .....	10
2.2.1. İdeal bant simanının özellikleri.....	11
2.2.2. Geleneksel cam iyonomer simanlar .....	11
2.2.2.1.Geleneksel cam iyonomer simanların yapısı .....	12
2.2.2.2.Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu .....	13
2.2.2.3.Geleneksel cam iyonomer simanların diş yapılarına bağlanması.....	14
2.2.2.4.Geleneksel cam iyonomer simanların kullanım alanları ve tipleri .....	14
2.2.2.5.Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları ve dezavantajları.....	15
2.2.3. Resin modifiye cam iyonomer simanlar .....	15

2.2.3.1.Rezin modifiye cam iyonmer simanların yapısı .....	16
2.2.3.2.Rezin modifiye cam iyonmer simanların sertleşme reaksiyonu .....	16
2.2.3.3.Rezin modifiye cam iyonmer simanların diş yapılarına bağlanması.....	17
2.2.3.4.Rezin modifiye cam iyonmer simanların kullanım alanları.....	17
2.2.3.5.Rezin modifiye cam iyonmer simanların avantajları ve dezavantajları.....	17
2.2.4. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler).....	18
2.2.4.1.Poliasit modifiye kompozit rezinlerin yapısı .....	18
2.2.4.2.Poliasit modifiye kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonu .....	19
2.2.4.3.Poliasit modifiye kompozit rezinlerin diş yapılarına bağlanması.....	19
2.2.4.4.Poliasit modifiye kompozit rezinlerin kullanım alanları .....	20
2.2.4.5.Poliasit modifiye kompozit rezinlerin avantajları ve dezavantajları .....	20
2.2.5. Ortodontide kullanılan yapıştırma simanlarının klinik özellikleri.....	21
2.2.5.1.Bağlanma dayanımı .....	21
2.2.5.2.Flor salınımı.....	23
2.2.5.3.Mikrosızıntı.....	25
2.2.5.4.Antimikrobiyal etkileri .....	27
2.3. Çözünürlük ve Emilim.....	28
2.4. Ortodontide Üç Boyutlu Tarayıcıların Kullanımı.....	32
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>34</b>
3.1. Alan Ölçümü Yapılacak Örneklerin Hazırlanması .....	34
3.1.1. Diş örneklerinin hazırlanması .....	34
3.1.2. Bantların simantasyonu.....	35
3.1.3. Bantların sökülmesi .....	40
3.1.4. Örneklerin üç boyutlu tarayıcı ile taranması.....	41
3.2. Alan Ölçümlerinin Yapılması.....	42
3.3. Çözünürlük ve Emilim Testi Yapılacak Örneklerin Hazırlanması.....	42

3.4.	Emilim ve Çözünürlük Testinin Uygulanması .....	44
3.5.	İstatistiksel Değerlendirme .....	47
<b>4.</b>	<b>BULGULAR</b> .....	<b>49</b>
4.1.	Siman Boşluk Alanları İle İlgili Bulgular.....	49
4.2.	Çözünürlük ve Emilim Değerlerinin Karşılaştırılması İle İlgili Bulgular .....	50
<b>5.</b>	<b>TARTIŞMA</b> .....	<b>61</b>
5.1.	Amacın Değerlendirilmesi .....	61
5.2.	Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi .....	62
5.2.1.	Siman boşluk alanlarının ölçümü ile ilgili gereç ve yöntemin değerlendirilmesi.....	62
5.2.2.	Çözünürlük ve emilim testleri ile ilgili gereç ve yöntemin değerlendirilmesi.....	65
5.3.	Bulguların Değerlendirilmesi .....	69
5.3.1.	Siman boşluk alanları ile ilgili bulguların değerlendirilmesi.....	69
5.3.2.	Çözünürlük ve emilim değerleri ile ilgili bulguların değerlendirilmesi .....	72
<b>6.</b>	<b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	<b>78</b>
<b>7.</b>	<b>KAYNAKLAR</b> .....	<b>79</b>
	<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>101</b>



## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

<b><math>\mu\text{m}/\text{mm}^3</math>:</b>	Mikrogram/milimetreküp
<b><math>\mu\text{m}</math>:</b>	Mikrometre
<b><math>^{\circ}\text{C}</math>:</b>	Santigrat derece
<b>ADA:</b>	American Dental Association
<b>Al:</b>	Alüminyum
<b><math>\text{Al}_2\text{O}_3</math>:</b>	Alümina
<b>ASPA:</b>	Alüminosilikat poliakrilik asit
<b><math>\text{BaSO}_4</math>:</b>	Baryum sülfat
<b>BiS-GMA:</b>	Bisfenol glisidil metakrilat
<b>BPDM:</b>	Bifenil dimetakrilat
<b>C=C:</b>	Karbonkarbon çift bağ
<b>Ca:</b>	Kalsiyum
<b>CAD/CAM:</b>	Bilgisayar destekli tasarım ve üretim
<b><math>\text{CaF}_2</math>:</b>	Kalsiyum florid
<b>C-C:</b>	Karbonkarbon tek bağ
<b>CDMA:</b>	Karboksilat dimetakrilat
<b>CİS:</b>	Cam iyonomer siman
<b>-COOH:</b>	Karboksil grubu
<b>GCİS:</b>	Geleneksel cam iyonomer siman
<b>HEMA:</b>	2-hidroksietil metakrilat
<b>ISO:</b>	International Organization for Standardization
<b>K:</b>	Potasyum
<b>La:</b>	Lantanyum
<b><math>\text{La}_2\text{O}_3</math>:</b>	Lantanyum oksit
<b>LED:</b>	Light Emitting Diode, Işık yayan diyot

<b>mm<sup>2</sup>:</b>	Milimetre kare
<b>mm<sup>3</sup>:</b>	Milimetre küp
<b>mW/cm<sup>2</sup>:</b>	Miliwatt/santimetrekare
<b>Na:</b>	Sodyum
<b>PENTA:</b>	Pentaeritritol penta akrilat monofosfat
<b>pH:</b>	Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi
<b>PMKR:</b>	Poliasit modifiye kompozit rezin
<b>RMCİS:</b>	Rezin modifiye cam iyonomer siman
<b>SiO<sub>2</sub>:</b>	Silika
<b>Sr:</b>	Stronsiyum
<b>SrO:</b>	Stronsiyum oksit
<b>STL:</b>	Standard tessellation language
<b>TCB:</b>	Tetrakarboksilik bütan
<b>TEGDMA:</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>UDMA:</b>	Üretan dimetakrilat
<b>Zn:</b>	Çinko
<b>ZnO:</b>	Çinko oksit

## ŞEKİLLER LİSTESİ

<b>Şekil 3.1 a)</b> Seramik diş örneklerinin elde edilmesinde kullanılan tarama cihazı (Cerec Omnicam; Sirona, Bensheim, Almanya) <b>b)</b> Frezeleme ve aşındırma cihazı (Cerec MC XL; Sirona, Bensheim, Almanya).....	35
<b>Şekil 3.2</b> Feldspatik seramik bloklardan (S3-M 14) hazırlanan 20 adet diş örneği... 35	35
<b>Şekil 3.3</b> Seramik diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için kullanılan hidroflorik asit (%9,6 Ultradent Porcelain Etch, Ultra-dent, UT, ABD).....	36
<b>Şekil 3.4</b> Transbond Plus bant adezivi (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD). 37	37
<b>Şekil 3.5</b> Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD).....	38
<b>Şekil 3.6</b> Ketac Cem radioopaque cam iyonomer yapıştırma simanı (3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya).....	38
<b>Şekil 3.7</b> Bantların servikal bölge sınırlarının belirlenmesi ve pembe mum ile kaplanması.....	40
<b>Şekil 3.8</b> Bantların diş yüzeyinden uzaklaştırılmasından sonra örneklerin görüntüsü. ....	40
<b>Şekil 3.9</b> Örneklerin Cerec Optispray ile kaplanması (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems, Inc., Almanya). ....	41
<b>Şekil 3.10</b> 3Shape R900 Dental Tarayıcı (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka). ....	41
<b>Şekil 3.11</b> Örneklerin 3Shape R900 ile taranması ve SolidWorks 2016 programında alan ölçümlerinin yapılması. ....	42
<b>Şekil 3.12</b> Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması için fleksi materyalinden üretilen kalıplar.....	42
<b>Şekil 3.13</b> Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması. ....	43
<b>Şekil 3.14</b> Sırasıyla Transbond plus bant adezivi, Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı ve Ketac Cem Radiopaque cam iyonomer yapıştırma simanı ile hazırlanan örnekler. ....	44
<b>Şekil 3.15</b> Örneklerin sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri için kullanılan vakumlu etüv (VacuCell, MMM, Almanya).....	44

<b>Şekil 3.16</b> Elektronik analitik ölçüm yapan hassas tartı (Shimadzu AUW220D, Japonya). .....	45
<b>Şekil 3.17</b> Örneklerin kalınlığı ve çapı (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya)...	46
<b>Şekil 3.18</b> Örneklerin muhafaza edildiği etüv (Redline by Binder, FD115, Almanya). .....	46
<b>Şekil 4.1</b> Transbond Plus simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği. ....	55
<b>Şekil 4.2</b> Multi-Cure simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği. ....	55
<b>Şekil 4.3</b> Ketac Cem simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği. ....	56
<b>Şekil 4.4</b> Transbond Plus simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği. ....	59
<b>Şekil 4.5</b> Multi-Cure simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği. ....	59
<b>Şekil 4.6</b> Ketac Cem simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği. ....	60

## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 3.1</b> Çalışmada kullanılan bant simanlarının özellikleri.....	39
<b>Tablo 4.1</b> Flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.....	49
<b>Tablo 4.2</b> Flaster kullanılarak yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.....	49
<b>Tablo 4.3</b> Farklı yöntemler kullanılarak yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.....	50
<b>Tablo 4.4</b> Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama çözünürlük değerleri ( $W_{\text{çöz}}$ ).....	51
<b>Tablo 4.5</b> Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması ( $W_{\text{çöz}}$ ).....	52
<b>Tablo 4.6</b> Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama emilim değerleri ( $W_{\text{em}}$ ).....	53
<b>Tablo 4.7</b> Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki emilim değerlerinin karşılaştırılması ( $W_{\text{em}}$ ).....	54
<b>Tablo 4.8</b> Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama net emilim değerleri ( $S\%$ ).....	57
<b>Tablo 4.9</b> Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki net emilim değerlerinin karşılaştırılması ( $S\%$ ).....	58

# ORTODONTİK BANT VE DİŞ ARASINDA OLUŞAN SİMAN BOŞLUKLARININ VE FARKLI BANT SİMANLARININ ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

## ÖZET

Bu çalışmanın amacı, iki farklı yöntem ve farklı bant simanları ile simante edilen bantların altında oluşabilecek boşlukların yüzey alanlarını ve aynı bant simanlarının oral asitler ve sudaki çözünürlük ve emilim karakteristiklerini *in vitro* koşullarda değerlendirmektir.

Çalışmamızda, ortodontik bantlar geleneksel cam iyonomer (Ketac Cem; 3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya), rezin modifiye cam iyonomer (Multi-Cure; 3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) ve poliasit modifiye kompozit rezin (Transbond Plus; 3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) bant simanları ile standart boyutlarda hazırlanan seramik diş örneklerine yapıştırılmıştır. Bantların diş yüzeyinden uzaklaştırılmasından sonra örnekler üç boyutlu dental tarayıcı ile taranıp, bant ve diş arasındaki boşlukların yüzey alanları üç boyutlu tasarım programı (SolidWorks 2016) yardımıyla ölçülmüştür. Aynı materyallerin emilimi ve çözünürlük özelliklerinin değerlendirilmesi için ise; standart boyutlarda hazırlanan disk şeklindeki örneklerin distile su, laktik asit ve propiyonik asit ortamlarında 1, 7 ve 28. günlerdeki ağırlık değişimleri kaydedilmiştir.

En büyük boşluk alanları her üç siman için de flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerde kaydedilmiştir ( $p < 0,05$ ). Yapıştırma yönteminden bağımsız olarak, bant ve diş yüzeyi arasında oluşan boşlukların yüzey alanları geleneksel cam iyonomer (Ketac Cem), rezin modifiye cam iyonomer (Multi-Cure) ve poliasit modifiye cam iyonomer (Transbond Plus) bant simanları için benzer olduğu görülmüştür ( $p > 0,05$ ).

Emilim ve çözünürlük testleri sonucunda, muhafaza edilen ortamdan bağımsız olarak en yüksek çözünürlük değerleri geleneksel cam iyonomer siman, en düşük çözünürlük değerleri ise poliasit modifiye kompozit rezin için kaydedilmiştir, ancak bu sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). En yüksek emilim değerleri ise rezin modifiye cam iyonomer siman için kaydedilmiştir ( $p < 0,05$ ). En yüksek çözünürlük değerleri laktik asit ortamında muhafaza edilen örneklerde kaydedilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Cam iyonomer siman, Ortodontik bant, Çözünürlük, Emilim, Oral asitler.

# EVALUATION OF GAPS BENEATH ORTHODONTIC BANDS AND SOLUBILITY OF DIFFERENT BAND CEMENTS

## SUMMARY

The purpose of this *in vitro* study is to evaluate the surface areas of gaps remaining beneath the orthodontic bands cemented with two different methods and different band cements, and compare the solubility and sorption characteristics of these band cements in oral acids and distilled water.

In this study, orthodontic bands were cemented to standard sized ceramic tooth samples with conventional glass ionomer cement (Ketac Cem; 3M Espe, Gmbh, Seefeld, Germany), resin modified glass ionomer cement (Multi-Cure; 3M Unitek, Monrovia, California, USA) and polyacid modified glass ionomer cement (Transbond Plus; 3M Unitek, Monrovia, California, USA). After removing of the bands from the tooth surface, the samples were scanned with a three dimensional dental scanner and the surface areas of the gaps between the band and the tooth were measured with a three dimensional design program (SolidWorks 2016). Assessment of sorption and solubility characteristics of the same materials was performed by recording the weight changes of standard sized discs that were immersed in distilled water, lactic acid and propionic acid on the 1st, 7th and 28th days.

The largest gaps were recorded in the samples cemented without the occlusal barriers for all three cements ( $p < 0,05$ ). Regardless of the bonding method, the surface areas of the gaps remained between the band and the tooth surface were found similar for conventional glass ionomer (Ketac Cem), resin modified glass ionomer (Multi-Cure) and polyacid modified glass ionomer (Transbond Plus) band cements ( $p > 0,05$ ).

The results of the absorption and solubility tests showed that the highest solubility values were recorded for conventional glass ionomer cements and the lowest solubility values for the polyacid modified resin regardless of the storage media, but these results were not statistically significant ( $p > 0,05$ ). The highest sorption values were recorded for the resin modified cement ionomer cement ( $p < 0.05$ ). The highest solubility values were recorded in samples stored in a lactic acid media.

**Key Words:** Glass ionomer cement, Orthodontic band, Solubility, Sorption, Oral acids.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Sabit ortodontik tedavide tüp ya da braket gibi ortodontik ataşmanların yapıştırılması artık rutin bir uygulama haline gelmiş olsa da, molar dişlere metal bantların yapıştırılması geçerliliğini koruyan bir uygulamadır. Ortodontik tedavi sırasında, headgear, sabit fonksiyonel apareyler, bantlı genişletme aygıtları vb. uygulanmak istendiğinde, bu apareylerin uyguladığı yüksek kuvvetlere karşı koyabilmek ve momentlerin daha sağlıklı şekilde iletilebilmesi için dişlere bant uygulanması gerekebilmektedir. [1].

Ortodontik tedavinin periodontal dokular ve mine dekalsifikasyonu üzerindeki etkisini araştıran birçok klinik, radyolojik ve mikrobiyolojik çalışma mevcuttur. Ortodontik bant uygulamasından sonra diş eti altındaki mikrobiyal ekosistemin yapısında ve miktarında değişiklikler meydana geldiği, periodontopatojen mikroorganizma miktarında artış olduğu rapor edilmiştir [2-5]. Diş eti ve bant arasında yakın bir temas olduğu için klinikte diş eti irritasyonunu tamamen önlemenin mümkün olmadığı düşünülmektedir. Bu nedenle, genellikle birden fazla bantın kullanıldığı ortodontik apareyler daha dikkatli oral hijyen takibi gerektirmektedir [6].

Mine yüzeyinde dekalsifikasyon meydana gelmesinin, bantların iyi adapte edilmemesi, simanın iyi karıştırılmaması, simanın ulaşamadığı bölgelerde meydana gelen plak tutulumu, minenin fazla kuru olması, simanın tükürükle kontamine olması ve bant materyalinden kaynaklanan sorunlar gibi birçok nedeni vardır [7]. Ayrıca literatürde, ortodontik bant yapıştırılan dişlerde siman ve bant yüzeyi arasında plak ve mikroorganizma tutulumuna müsait boşluklar kaldığını rapor eden çalışmalar da mevcuttur [6, 8]. Bantlar çoğunlukla diş eti sulkusu içine doğru uzandığından ve hasta tarafından uygun şekilde temizlenmeye elverişli bir alana yerleşmediğinden dolayı, ortodontik tedavi sırasında proflaktik önlemler alınması mecburidir [9].

Dental simanlar fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlere karşı direnç gösterebilecek fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Bu durum restorasyonların ömrünün uzun olması açısından önemlidir. Su emilimi, tüm restorasyonların fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerini etkileyen ve restorasyonların uzun dönem başarısında rol oynayan faktörlerden biridir. Materyallerin su absorbe etmesi ve çözünmesi, materyalin kimyasal ve boyutsal stabilitesinde değişikliklere neden olmaktadır [10, 11]. Bunun sonucunda materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri zayıflamakta ve



fonksiyonel kuvvetlere karşı direnci azalmaktadır. Simanda kırık ve çatlaklar meydana gelmesi sonucu da bant veya sabit restorasyon gevşemekte ya da desimante olabilmektedir [12-14]. Yapıştırıcı simanın çözünmesi sabit protezler ve ortodontik bantlar altında çürük oluşumuna da neden olabilmektedir. Dental simanların tükürükteki çözünürlüğü mine demineralizasyonunun önemli bir sebebidir. Ancak simanlar ağız ortamında sadece tükürüğe maruz kalmamaktadır, yiyecek ve içecekler de simanın bozunma sürecini etkileyebilmektedir [15, 16].

Ortodontik tedavi sırasında diş sert dokuları ve periodontal dokularda meydana gelebilecek hasarlar en az seviyeye indirgenmelidir. Simanların özelliklerinin, yararlarının ve limitasyonlarının iyi bir şekilde anlaşılması, klinisyenin apareyin uzun süre ağızda kalması için ideal koşulları sağlayan en uygun simanı seçebilmesine olanak sağlamaktadır [17].

Bu çalışmada, ortodontik tedavi sırasında kullanılan bantların iki farklı yöntemle yapıştırılmasından sonra, diş ve bant yüzeyi arasında oluşan siman boşluklarının yüzey alanlarının geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Cem, 3M Espe, GmbH, Seefeld, Almanya) rezin modifiye cam iyonomer siman (Multi-Cure, 3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) ve poliasit modifiye kompozit rezin (Transbond Plus, 3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) için *in vitro* koşullarda değerlendirilmesi, ayrıca adı geçen simanların oral asitler ve sudaki çözünürlük ve emilim özelliklerinin *in vitro* koşullarda değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın tüm deney aşamaları Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda ve Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik ve Farmakoloji Laboratuvarı ile Analitik Kimya Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Ortodontik Bantlar**

1980'lere kadar sabit bir ataşmanı diş uygulamanın tek yolu, ataşmanı simante edilebilen bir bant üzerine yerleştirmektir [18]. Ortodontik bantların gelişimi 1870'te William E. Magill'in dental simanı keşfetmesiyle başlamıştır [19]. Platin bantların simantasyonu ise ilk defa 1871 yılında William E. Magill tarafından gerçekleştirilmiştir [20]. 1900'lerin başında bazı öncü ortodontistler vidalı ataşmanlar ile birlikte molar dişlerin etrafına sıkıca adapte edilerek yerleştirilen bantları kullanmaya başlamıştır [18]. İlk ortodontik bantlar, dişin etrafına sarılan ve dişin şeklini alması için sıkıştırılan daha sonra lehimlenen ya da puntolanan metal şeritler şeklindeydi [21]. Özel pensler ve dişlerin boyutlarına göre üretilen altın bantların piyasa sürülmesiyle beraber sabit ataşmanları birden fazla diş yerleştirmek, ortodontistler için daha pratik hale gelmiştir. 1930'ların sonuna doğru anterior ve molar dişler için özel olarak üretilmiş bantlar piyasaya sürülmüştür. Kanin ve premolar dişlerine ise uygun boyuttaki kesici bantları klinisyen tarafından adapte edilerek uygulanmaktaydı [22]. Hazır çelik bantların kullanımı 1960'larda yaygınlaşmıştır. Günümüzde ise hazır bantlar çoğunlukla molar dişlere uygulanmaktadır [18].

#### **2.1.1. Ortodontik bantların endikasyonları**

Rutin olarak tüm dişleri bantlamak günümüzde kabul gören bir uygulama olmasa da tüp veya braket yerine bant uygulanmasını gerektiren birkaç özel durum vardır:

1. Ataşmanlara ağır ve aralıklı kuvvetlerin uygulandığı durumlar bant kullanımının primer endikasyonudur. Ağız dışı kuvvet uygulayan apareylerin takılıp çıkarılması esnasında ataşmanlar torsiyon ve makaslama kuvvetlerine maruz kalır. Paslanmaz çelik bir bant, braket veya tüplere göre bu kuvvetlere daha fazla direnç gösterebilir. Buna en iyi örnek headgear ile ağız dışı kuvvet uygulanan üst birinci molar dişlerin bantlanmasıdır.
2. Hem labial hem de lingualden kuvvet uygulanması gereken dişlere bant uygulaması endikedir. Apareye bağlı olmayan lingual ataşmanların gevşemesi durumunda yutulma ya da aspire edilme riskleri vardır.

3. Klinik kron boyu kısa olan dişlerde braketin veya tütün doğru pozisyona yerleştirilmesi zordur. Braket ya da tütün diş etinin altında konumlandırılması gerekebilir ve bunu gerçekleştirmek bant uygulamasına göre daha zordur.

4. Büyük restorasyona sahip dişlerde eğer sağlam mine yüzeyi çok küçükse bant uygulaması daha kolay ve daha etkili bir yöntemdir. Ayrıca porselen, altın ya da amalgam üzerine braket ya da tüp yapıştırılması mümkün olsa da bağlanma dayanımı daha düşük olacaktır. Bağlanma dayanımını arttırmak için porselen restorasyonlarda cilalı yüzeyin aşındırılması ise restorasyon yüzeyinde hasara neden olacaktır [18].

### **2.1.2. Ortodontik bantların ağız sağlığı üzerine etkisi**

#### **2.1.2.1. Ortodontik bantların mine demineralizasyonu üzerine etkisi**

Braket ve bantların etrafında meydana gelen demineralizasyon, özellikle oral hijyeni kötü olan hastalarda en sık karşılaşılan ortodontiye bağlı komplikasyondur [23, 24]. Bantlar çoğunlukla posterior bölgelerde kullanıldığı ve sıklıkla diş eti sulkusunun içine doğru yerleştirildiği için hasta tarafından kolaylıkla temizlenememekte dolayısıyla bantların etrafında plak birikimi meydana gelmektedir. Bu nedenle bantların braketlere göre daha fazla mine demineralizasyonuna neden olduğu düşünülmektedir [25]. Ancak literatürde tüp yapıştırılan molar dişlerde, bantlanan dişlere göre daha fazla demineralizasyon meydana geldiğini rapor eden çalışmalar da mevcuttur [26]. Kötü oral hijyenin yanı sıra mine demineralizasyonuna neden olan diğer faktörler; kötü adapte edilmiş bantlar, simanın uygun şekilde karıştırılmaması, siman boşluklarından dolayı bant altında plak birikmesi, karşıt diş ve bant arasındaki temasla oluşan oklüzal kuvvetlerin siman tabakasının kırılmasına neden olması, simanın bağlanma kuvvetinin ve fiziksel özelliklerinin zayıf olması, simanın oral sıvılarda çözünmesi, simanın ya da bant materyalinin tükürük ile kontamine olması olarak sıralanabilir [7, 27, 28]. Mine demineralizasyonu esas olarak asit üreten bakterilerin ortamdaki varlığıyla gerçekleşmektedir. Öncelikle *Streptococcus mutans* dental plak ve bakteriyel kolonizasyon oluşumuna yardım etmektedir. *Lactobacillus acidophilus* bu süreci devam ettirmekte ve sekonder çürük oluşumuna neden olmaktadır [29]. Sabit ortodontik apareyler *S. mutans* ve *L. acidophilus* proliferasyonunu, ayrıca braketlerin etrafında ve servikal bölgede biyofilm oluşumunu arttırmaktadır [30]. Üst kesiciler gibi yüksek karbonhidrat retansiyonuna elverişli olan ve üzerinde düşük tükürük akışı

gerçekleşen dişlerin yüzeyinde daha fazla demineralizasyon meydana geldiği ve bu dişlerde dental plağın pH'sının 4'e kadar düşebildiği literatürde bildirilmiştir [31, 32]. Øgaard ve ark. bantlı dişlerde, diş eti kenarlarında ve vestibül mine yüzeyinin üçte birinden daha az bir alanda mine dekalsifikasyonları meydana geldiğini bildirmiştir [25]. Yapılan çalışmalar, siman ve bant yüzeyleri arasında daha çok servikal bölgelerde temizlenebilmesi güç boşluklar kaldığını ve bu boşlukların üst molarlarda alt molarlara nazaran daha fazla olduğunu rapor etmiştir [6, 8]. Bantlar dişin konturuna uygun şekilde adapte edilmediğinde diş ve bant arasında kalan boşluk, plak birikimi için oldukça uygun bir alan oluşturmaktadır. Diş çürük oluşumuna ve periodontal problemlere yatkın hale gelmektedir [6, 33, 34]. Diderich ve ark. bant yapıştırılan dişlerin %85'inde siman defektleri veya erozyonlar olduğunu ve bu alanlarda, özellikle interdental bölgelerde, yoğun mikrobiyal dental plak tutulumu olduğunu rapor etmiştir [35].

Mine demineralizasyonu oral hijyen eğitimi ve diyet kontrolü ile azaltılabilmekte ya da engellenebilmektedir [36-38], ancak bu uygulamalar hasta kooperasyonu gerektirdiği için güvenilir değildir [39]. Bu nedenle demineralizasyonu önlemede hasta kooperasyonu gerektirmeyen uygulamalar daha etkili olabilmektedir [40, 41]. Flor uygulamasının mine demineralizasyonunu azalttığı gösterilmiştir [37, 38]. Ayrıca, bakteriyel enzimatik asit üretimini inhibe ederek plak oluşumunu azaltmakta ve remineralizasyona yardım etmektedir [42, 43]. Hekim tarafından flor verniklerinin uygulanması, hasta kooperasyonu gerektirmemesi, diğer topikal flor uygulamalarıyla karşılaştırıldığında mine yüzeyinde daha uzun süre kalması ve mineye flor alınımını arttırması gibi özelliklerinden dolayı daha etkili bir yöntemdir [42, 43]. Aynı zamanda bantların ve braketlerin simantasyonu için flor salan yapıştırıcılar da kullanılabilmektedir. Bu simanlar, dişe ve apareye komşu alanda lokal flor kaynağı olarak görev almaktadır, ancak simandan salınan flor miktarı kullanılan yapıştırıcıya göre farklılık göstermektedir [44, 45]. Bu simanlar gevşemiş bantların altında, simanın ulaşamadığı ya da çözündüğü bölgelerde, mine demineralizasyonunu engelleyememektedir. Bu nedenle ideal bir yapıştırıcı simanın flor salınımı yapabilmesinin yanı sıra bağlanma dayanımının da yüksek olması gerekmektedir. [46].

### **2.1.2.2. Ortodontik bantların periodontal sağlık üzerine etkisi**

Ortodontik bantlar, plak kontrolü ve optimal oral hijyenin sağlanmasını zorlaştırarak orta ve ileri derecede diş eti enflamasyonuna neden olabilmektedir [47]. Diş eti enflamasyonu ve hiperplazisi ortodontik bantlar gibi sabit apareylerin yerleştirilmesini takiben hızlıca oluşabilmektedir [48, 49] ve bu problemler daha çok posterior dişlerde, sıklıkla da interproksimal bölgelerde görölmektedir [50]. Ortodontik bantlara bağlı diş eti enflamasyonu meydana gelmesinin dört olası nedeni vardır. Birincisi, ortodontik bantlar diş etinde mekanik irritasyona neden olmaktadır [35]. Bant, diş eti sulkusu içine fazla itilerek yerleştirilirse biyolojik aralığın ihlali sonucu [51] periodontal fibriller yırtılabilmekte bu da ataşman kaybına yol açabilmektedir [52]. Pozisyonu kötü olan ya da tam olarak sürmemiş dişlerde bu travma daha da fazla olabilmektedir [52]. İkincisi, bant ve simanların diş eti ile temas halinde olması, kimyasal irritasyona neden olabilmektedir [35]. Nikel, allerjik hastalarda lokal ve sistemik inflamatuvar reaksiyonlara neden olarak periodontal sağlığı etkilemektedir [52]. Üçüncüsü, besin birikimi riskinin artması ve bantların diş eti altında kalan kenarlarının temizlenmesinin zor olması nedeniyle, bu alanda oluşan dental plağa bağlı diş eti irritasyonu ve periodontal problemler meydana gelmektedir [35]. Son neden olarak, hastaların ağız hijyenlerini posteriorda anteriora göre daha zor sağlamaları sayılabilir [2]. Bantlanan molar dişlerde, herhangi bir aparey uygulanmayan molar dişler ya da tüp yapıştırılan molar dişlere göre daha fazla plak akümülasyonu, diş eti irritasyonu, sondalama derinliğinde ve sondalamada kanama miktarında artış görölmüştür [3, 9, 53, 54]. Bazı çalışmalarda, sabit apareylerin çıkarılmasından üç ay sonra bile bantlanmış maksiller molarlarda diş eti enflamasyonunun ve ataşman kaybının devam ettiği rapor edilirken [9], başka çalışmalar bu diş eti reaksiyonlarının geçici olduğunu ve periodontal dokularda kalıcı bir hasara neden olmadığını, tedavi bittikten kısa süre sonra iyileşme meydana geldiğini belirtmektedir [55]. Bant kenarlarının diş eti altına uzandığı durumlarda sondalama derinliğinin artması iki farklı şekilde açıklanmaktadır. Eğer bant diş eti sulkusu içinde 0,5 mm'den daha derine uzanırsa biyolojik aralığın ihlal edilme riski artmaktadır. Bu durum bağlantı epitelinin apikale migrasyonuna neden olmakta ve buna bağlı olarak periodontal cep oluşabilmektedir [56]. Diğer açıklama ise, bantların lokal irritasyonu ve periodontopatojen bakterilerin proliferasyonu nedeniyle diş eti hiperplazisi ve ödem meydana gelmesi, buna bağlı olarak da psödo-

cep oluşmasıdır. Diş eti hiperplazisi ile birlikte psödo-cep oluşumu subgingival alanın artışı ile sonuçlanmaktadır [54, 57].

Plak oluşumunun artmasıyla bakteriyel mikroflora, aerobikten anaerobik flora doğru değişim göstermekte ve bu durum periodontal dokular için risk teşkil etmektedir [49]. Oral mikrofloradaki ekolojik değişimler, biyofilmin kompozisyonunu, metabolik aktivitesini ve patojenitesini etkilemektedir [56, 58]. Ortodontik tedavinin erken aşamalarında hem bantlanan hem de tüp yapılandırılan molar dişlerde periodontopatojen miktarında artış görülmüştür. Ancak iki uygulama arasında, subgingival biyofilm kompozisyonunda farklılıklar gözlenmiştir. Martha ve ark. ortodontik bantlar kullanıldığında tedavinin ilk 4-7 haftasında plak kompozisyonun belirgin olarak değiştiğini rapor etmiştir [4].

Dental plağın kompozisyonu ve miktarı, braket veya bant materyalinin tipi ve yüzey özellikleri gibi faktörlerden etkilenmektedir. Yüzey pürüzlülüğü ile plak birikimi ve olgunlaşması arasında pozitif korelasyon vardır [57]. Öte yandan Hannig dental ve ortodontik materyaller üzerinde oluşan erken plak oluşumu ile materyal yüzeyinin fiziksel ve kimyasal özellikleri arasında tahmin edilenden daha az ilişki olduğunu rapor etmiştir [59, 60]. Bu durumun diş fırçalamadan hemen sonra oluşan pelikül tabakasının, materyallerin yüzey özellikleri arasındaki farklılıkları maskeleyişiyle alakalı olabileceğini belirtmiştir [61]. Diğer araştırmacılar ise materyalin fiziksel ve kimyasal yüzey özelliklerinin sadece supragingival bölgede etkili olduğunu ve plak tutunması için yüzey pürüzlülüğünün yüzey enerjisinden daha önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir. Subgingival bölgede ise bakterilerin herhangi bir materyal yüzeyine tutunmadan yaşaması oldukça kolay olduğu için yüzey özelliklerinin daha az etkili olduğu bildirilmiştir [62]. Supragingival biyofilm, ortodontik ataşmanların etrafında ve çoğunlukla diş eti kenarlarında görülmektedir [54]. Bu bölgede kayma kuvvetlerinin az olması ve bakterilerin dil hareketi ve tükürük akışı gibi mekanik ve hidrodinamik etkilerden korunması bu yerleşimi açıklamaktadır [60, 62]. Yapılan klinik çalışmalar, bant uygulanan molar dişlerde subgingival biyofilmin olgunlaşmadığını ve supragingival biyofilm ile arasında belirgin bir sınır hattı olduğunu rapor etmiştir. Bu sonuçlar, diş eti oluşu sıvısı ve immünolojik cevabın subgingival bölgede bakteri adezyonunu engellediğini düşündürmektedir [54]. Plağın bant üzerindeki dağılımı incelendiğinde en çok interproksimal alanda, daha sonra palatal ve lingual alanlarda birikim meydana geldiği görülmektedir [61, 63]. Ancak,

dental plağın yapısı bant yüzeyindeki konumuna göre değişiklik göstermektedir. Palatal ve lingual bölgelerde plak birikimi daha düz ve kesintisiz bir şekilde olmaktadır, interproksimal bölgelerde düzensiz birikim meydana gelmektedir. Palatal bölgelerde, interproksimal alanlara kıyasla oral hijyenin sağlanması daha kolay olsa da bantların palatal ataşmanları biyofilm oluşumuna elverişli mekanik retansiyon alanı oluşturmaktadır [61].

Ortodontik bant yapıştırılan molar dişlerin gingival indekslerindeki artışta plak kontrolü, servikal marjin yüksekliği, sondalama derinliği ve tedavi süresi önemli rol oynamaktadır. Klinisyen, periodontal hasarı en aza indirmek için bazı önlemler almalıdır [53]. Hasta oral hijyen konusunda motive edilmeli ve takip edilmeli [55], bant kenarları mümkün olduğu kadar supragingival bölgede sınırlandırılmalı [35, 52], tedavi esnasında minimal aksesuar kullanılmalıdır [64]. Özellikle sistemik hastalığı bulunan ya da periodontal hastalık hikayesi olan bireylerde bantların bu potansiyel etkilerinin önlenmesi ya da azaltılması için önlemler alınması önerilmektedir [61, 65].

### **2.1.3. Ortodontik bantların dayanımı**

Ortodontik bantlar, mekanik retansiyonun yanında bant simanının sağladığı kimyasal adezyonla dişlere tutunmaktadır. İdeal olarak molar bantlarının sabit ortodontik tedavi süresince yaklaşık 24-30 ay ağızda durmaları beklenmektedir. Tedavi süresince bantın desimante olması; bantın diş eti altına doğru yer değiştirmesi nedeniyle lokal yumuşak doku irritasyonu oluşturması, tedavi süresinin uzaması ve bantın desimante olduğu fark edilmezse dekalsifikasyon meydana gelmesi gibi birçok probleme neden olmaktadır [66]. Tedavi süresince ataşmanların desimante olma oranının %0 olmasını beklemek gerçekçi değildir ancak Bennett ve ark. göre başarısızlık oranı %5'ten az olmalıdır [67].

Bantların desimantasyon oranları kullanılan simana göre değişiklik göstermektedir. Cam iyonomer siman ile yapıştırılmış bantların desimantasyon oranı %0.56 ile %26 arasında değişmektedir [27, 66, 68]. Bu farklı sonuçlar karşılaştırılırken tedavi süresi gibi durumlar göz önünde bulundurulmalıdır. Tedavi süresinin uzun olması desimante olan bant sayısında artışa neden olabilmektedir [26, 66]. Ancak ataşman kırılmalarının büyük bir çoğunluğunun sabit ortodontik tedavinin ilk 6 ayında meydana geldiği rapor edilmiştir [69]. Kullanılan tedavi mekaniklerinin de bantların desimantasyon oranları üzerinde etkisi olduğu belirtilmiştir [7, 70]. Headgear uygulandığında, kullanılan

simandan bağımsız olarak bantların yaklaşık iki kat fazla desimante olduğu görülmüştür [70-72]. Dikkat edilmesi gereken diğer bir konu ise geleneksel cam iyonomer simanların maksimum dayanıklılığa 24 saatte ulaşabilmesidir [73]. Bu nedenle geleneksel cam iyonomer simanların kullanıldığı durumlarda headgear uygulanacaksa, kuvvetin simantasyondan 5-10 saat sonra verilmesi tavsiye edilmektedir [72].

Mine bonding tekniklerinin geliştirilmesinden önce daimi birinci molar dişlerin bantlanması rutin bir uygulamaydı. Birçok ortodontist, bantların daha dayanıklı olduğunu ve daha az desimante olduğunu düşündüklerinden dolayı molar bantlarını tercih etmektedir [66, 74]. Ortodontik bant dizaynlarındaki gelişmelerle birlikte (mikro pürüzlendirme, yenilikçi mekanik retansiyon özellikleri) desimantasyon oranlarında düşüş meydana gelmiştir [75, 76]. Ancak eş zamanlı olarak hem ataşman dizaynında avantaj sağlaması hem de yapıştırıcı materyallerdeki gelişmelerle birlikte molar tüplerinin popülaritesi artmıştır [77-79]. Molar tüplerinin retansiyonu, meş dizaynlarının değişmesi [80], optimal meş boyutunun belirlenmesi [81] ve meşin braket tabanına lehimlenmesi [82] gibi gelişmelerle artmıştır. Molar tüplerinin desimantasyon oranını etkileyen diğer faktörler hastanın yaşı [83], uygulayan hekimin tecrübesi, tedavi mekanikleri [71] ve oklüzal stresler [84] olarak sıralanabilir. Birçok klinik çalışma sabit ortodontik tedavi sırasında molar tüplerinin, bantlara kıyasla daha fazla desimante olduğunu rapor etmektedir. Bantlanmış ve tüp yapılandırılmış molar dişler için farklı çalışmalarda rapor edilen desimantasyon oranları arasındaki fark, daimi birinci molar dişler için bantların daha güvenilir bir ataşman olduğunu belirtmektedir [26, 83, 85]. Ortodontik tedavi süresince molar tüplerinde daha fazla kopma görülmesi, tüplerin oklüzal streslere karşı daha dayanıksız olmasından kaynaklanabilmektedir. Ayrıca bantların dişe daha büyük bir yüzey alanıyla tutunması da retansiyon açısından avantajlı bir durumdur. Bununla birlikte, posterior bölgeye ulaşımın ve tükürük kontrolünün zor olması, mine özelliklerinin molar dişlerde farklılık göstermesinden dolayı tüplerde daha fazla kopma görülebilmektedir [85]. Bazı araştırmacılar klinik gözlem olarak, bantların bukkalinde bulunan ataşmanlara çiğneme kuvvetlerinin daha fazla etki etmesi nedeniyle bantların sıklıkla bukkal bölgeden gevşediğini belirtmiştir [86].

Bunun dışında, molar tüplerinin daha etkili ve pratik olduğu, bu ataşmanlar kullanıldığında oral hijyenin daha kolay sağlandığı ve daha az mine



demineralizasyonu görüldüğü savunulmaktadır [85]. Öte yandan molar dişlerin yüzeyini sarmaları ve yerleştirilmeleri esnasında diş etinde mekanik travmaya neden olabilmelerinden ötürü bantların hastalar açısından daha az konforlu olduğu düşünülmektedir. Ancak, bantlar ve tüpler hasta konforu açısından karşılaştırıldığında hastaların her iki ataşmanı da iyi bir şekilde tolere ettikleri görülmektedir [26]. Molar dişlerin bantlanması yerine bu dişlere tüp yapıştırılmasının; farklı boyutlardaki bantların saklanması ve depolanmasına gerek kalmaması, seperasyon randevusuna gerek kalmaması ve seperasyondan sonra meydana gelen ağrının elimine edilmesi gibi avantajları da bulunmaktadır [87].

## 2.2. Ortodontide Kullanılan Bant Simanları

Diş hekimliğinde simanlar, protetik restorasyonların ve indirekt restorasyonların simantasyonunda, ortodontik bantların ve apareylerin yapıştırılmasında, kaide materyali, endodontik dolgu patı ve restoratif materyal olarak çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır [88-90]. 1800'lü yılların sonunda alümina-silikat cam ve fosforik asit likitinden oluşan silikat simanlar geliştirilmiştir. Çözünürlüklerinin oldukça yüksek olmasına karşın bu simanlar 1950'li yıllara kadar kullanılmıştır [91]. Yirminci yüzyılın başlarında ise çinko fosfat, çinko oksit ojenol ve silikofosfat simanlar yaygın olarak kullanılsa da, 1970'li yıllarda polikarboksilat siman, daha sonra cam iyonomer siman, son olarak da rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin simanların geliştirilmesiyle bu simanların kullanımları azalmıştır [92].

Günümüze kadar ortodontide ve protetik restorasyonların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılan yapıştırma simanlarını şu şekilde sıralayabiliriz [93-96];

1. Çinko fosfat simanlar
2. Çinko polikarboksilat simanlar
3. Geleneksel cam iyonomer simanlar
4. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar
5. Poliasit modifiye kompozit rezinler (kompomerler)
6. Rezin simanlar

1990'ların başına kadar ortodontik bantların yapıştırılması için kullanılan simanlar, kimyasal olarak sertleşen çinko fosfat, çinko silikofosfat ve çinko polikarboksilat simanlardır [95, 97]. Çinko fosfat simanlar son yüzyılda ortodontik bantların

simantasyonu için sıklıkla kullanılsa da, intraoral sıvılarda çözünürlüğünün fazla olması, diş sadece mekanik olarak bağlanması, kırılma olması ve çekme kuvvetlerine karşı direncinin düşük olması nedeniyle kullanımları zamanla azalmıştır [27, 98, 99]. Polikarboksilat simanlar, mine ve paslanmaz çelik ile kimyasal bağlantı kurabilse de viskozitesinin yüksek olması, sertleşme zamanının kısa olması ve intraoral sıvılarda çözünürlüğünün fazla olmasından dolayı popülariteleri azalmıştır [27]. Bu simanlardan bazıları ortodontistlerin küçük bir kesimi tarafından hala kullanılsa da günümüzde bantların simantasyonu amacıyla çoğu ortodontist cam iyonomer ve cam iyonomer bazlı simanları kullanmaktadır [100].

### **2.2.1. İdeal bant simanının özellikleri**

Ortodontik bantlar ağızda oldukça yüksek kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler adezivin içinde ve adezivin mine ve bantla olan bağlantı bölgelerinde streslere neden olmaktadır [71, 90].

Adezivin ideal bağlanma kuvveti;

1. Tedavi süresince bantı dişin üzerinde tutmaya yetecek kadar yüksek,
2. Bant sökülürken diş yüzeyine zarar vermeyecek kadar düşük olmalıdır [92].

İdeal bir adeziv siman;

1. Klinik olarak kullanımı kolay olmalı ve hekime yeterli çalışma süresi sağlayabilmelidir [92].
2. Çürük önleyici etkiye sahip olmalıdır [92].
3. Fiyatı uygun olmalıdır [92].
4. Suda, tükürükte ve organik asitlerdeki çözünürlüğü düşük olmalıdır [89, 93, 101, 102].
5. Düşük viskoziteye sahip olmalıdır [101].
6. Çekme kuvvetlerine karşı direnci yüksek olmalı ve yeterli kırılma direncine sahip olmalıdır [93, 101, 102].
7. Mine yüzeyi ve metal ile kimyasal ve mekanik bağlantı kurabilmelidir [101].
8. Pulpa ve diş etinde irritasyona neden olmamalıdır [89, 93, 101, 102].

### **2.2.2. Geleneksel cam iyonomer simanlar**

Cam iyonomer simanlar (CİS), 1970'lerin başında Alan Wilson ve Brian Kent tarafından keşfedilmiştir [103]. Cam iyonomer simanlar, doldurucu kısmını floro-

alüminosilikat camın, matriks kısmını poliakrilik asitin oluşturduğu ve bunlar arasında sulu ortamda gerçekleşen asit-baz reaksiyonunun ürünü olan su bazlı restoratif materyaller olarak tanımlanmaktadır. Piyasaya sürülen ilk cam iyonomer simanın ismi “alüminosilikat poliakrilik asitin” ilk harflerinden oluşan ASPA’dır. Doldurucu ve matriks kısmındaki yapıların modifiye edilmesiyle, günümüze kadar orjinal CİS’in fiziksel ve kimyasal yapısında birçok değişiklik ve modifikasyon meydana gelmiştir [104].

#### **2.2.2.1. Geleneksel cam iyonomer simanların yapısı**

Cam iyonomer simanların doldurucu partikülleri, 1100-1300°C sıcaklıkta eritilen alümina ( $Al_2O_3$ ), silika ( $SiO_2$ ), metal oksitler, metal floridler ve metal fosfatların soğutulduktan sonra 45 $\mu m$ ’den daha küçük partiküller halinde öğütülmesiyle oluşmaktadır. Cam iyonomer tozu içinde bulunan metal iyonları çoğunlukla alüminyum (Al), kalsiyum (Ca), stronsiyum (Sr), çinko (Zn) sodyum (Na) potasyum (K) ve lantanyum (La)’dur. Fosfat ve flor erime ısını arttırmak, sertleşme özelliklerini değiştirmek ve simana şeffaf bir yapı kazandırmak amacıyla eklenmektedir. Stronsiyum oksit ( $SrO$ ), baryum sülfat ( $BaSO_4$ ) lantanyum oksit ( $La_2O_3$ ), çinko oksit ( $ZnO$ ) cam tozunun içine eklenerek materyale radyopak özellik kazandırmaktadır [105].

Camın iskeletsel yapısı üç boyutlu silikat cam yapıdan oluşan bir tetrahedrondur ve bu yapıyı oluşturan temel içerikler alüminyum oksit ve silisyum dioksittir. Alüminyum iyonu, tetrahedral yapının merkezinde yer alan silika iyonu ile yer değiştirebilmektedir. Bu durumda, alkali iyonlar  $Al^{+3}$  iyonlarının çevresinde yer almakta ve modifiye olmuş iyonlar gibi çalışarak silikat yapının molekül ağırlığını azaltarak camın poliasitle olan reaktivitesini indüklemektedir. Negatif yüklenmiş iyonlar olan flor ve fosfat iyonları terahedral yapıda bulunmamaktadır ancak camın yapısında mevcuttur [105]. Cam tozunun partikül boyutu ve dağılımı simanın sertleşme karakteristiği için önemlidir ve partikül boyutları simanın kullanım alanına göre değişmektedir. Yapıştırma simanları ya da kaide materyali olarak kullanılan simanlarda partikül boyutu en fazla 20  $\mu m$ , dolgu materyali olarak kullanılan cam iyonomer simanlarda ise partikül boyutu en fazla 50  $\mu m$ ’dir [106].

CİS’lerde floro-alüminosilikat ile reaksiyona giren poliasit çoğunlukla polikarboksilik asittir; ancak poliakrilik asit, polimaleik asit, akrilik asit-maleik asit kopolimeri, akrilik

asit-itakonik asit kopolimeri, akrilik asit-2 bütan dikarboksilik asit kopolimeri, polivinil fosforik asit ve tartarik asit olarak bilinen asitler de kullanılmaktadır [107]. Cam iyonomer siman içine katılan poliasidin konsantrasyonu ve moleküler ağırlığı matriksin viskozitesini etkilemektedir [108, 109]. Poliakrilik asidin moleküler ağırlığının ve asit konsantrasyonun artması sertleşme reaksiyonunu hızlandırmakla beraber ve simanın dayanıklılığını arttırmakta ancak, simanın kullanımını zorlaştırmaktadır. Kopolimerin içeriği, moleküler ağırlığı ve konsantrasyonu poliakrilik asidin reaktivitesini etkiler, bu nedenle maleik asit ya da itakonik asit kopolimerleri kullanılmaktadır. Cam iyonomer simanların yapısına bu asitlerin ilavesiyle karboksil grubu (-COOH), metal iyonlarıyla iyonik reaksiyona girmekte böylece siman dış yapılarına ve metale bir bağlanma ajanına gerek duymadan bağlanabilmektedir [110, 111].

#### **2.2.2.2. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu**

Cam iyonomer simanların sertleşme mekanizması, floro-alüminosilikat cam tozu ve polikarboksilik asit arasında gerçekleşen bir asit-baz reaksiyonu şeklindedir. Bu reaksiyon sırasıyla toz ve likitin teması, cam partiküllerine asit atağı, matriksin şelasyonu ve sertleşmesi şeklinde meydana gelmektedir [101]. Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşmesi iki aşamalıdır. Birinci aşamada,  $Ca^{+2}$  iyonları salınmakta ve poliakrilat zincirine bağlanarak kalsiyum tuz köprüsü oluşturmaktadır. Bu reaksiyonlar simanın karıştırılmasından sonraki ilk 10 dakika içinde gerçekleşmektedir ve bu aşama tamamlandığında siman klinik olarak sertleşmiştir. İkinci aşamada,  $Al^{+3}$  ve  $Ca^{+2}$  iyonları yavaşça salınmakta ve  $Al^{+3}$  iyonlarına çapraz bağlanma gerçekleşmektedir. Bu aşama uzun süre devam eden bir asit-baz reaksiyonudur ve siman matriksine stabilite sağlamaktadır. Bu nedenle geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu 24 saatte tamamlanmaktadır.

Cam iyonomer simanların yapısında yüksek miktarda zayıf bağlı su bulunmaktadır bu nedenle sertleşme reaksiyonu tamamlanmadan önce materyal dehidratasyona uğrarsa veya siman yüzeyi su ile temas ederse,  $Al^{+3}$  ve  $Ca^{+2}$  iyonları yüzeyden uzaklaşmakta ve asit-baz reaksiyonu olumsuz yönde etkilenmektedir. Bunun sonucunda simanın çözünmeye ve aşınmaya karşı direnci azalmakta ve materyal translüsent özelliğini kaybetmektedir. Bu nedenle, simanın karıştırılmasından sonraki ilk 24 saatte nem kontaminasyonunun önlenmesi büyük önem teşkil etmektedir [112-114]. Bununla

birlikte, geleneksel cam iyonomer simanların optimal fiziksel özelliklerine ulaşabilmelerinin hızlı sertleşen simanlarda 2 haftayı bulduğu, yavaş sertleşen simanlarda ise bu sürenin 6 aya kadar uzayabildiği bildirilmiştir [102, 115]. Bu nedenle, bazı araştırmacılar materyale su geçişini önlemek için yüzey koruyucu ajan uygulanması gerektiğini belirtmiştir [104, 116].

#### **2.2.2.3. Geleneksel cam iyonomer simanların diş yapılarına bağlanması**

Cam iyonomer simanların diş yapılarına kimyasal olarak bağlanması iyon değişimi prensibi ile olmaktadır. Bağlantı, poliakrilik asidin yapısında bulunan karboksilat gruplarının, diş yapısındaki hidroksiapatit kristallerinde bulunan kalsiyum ve fosfat iyonları ile reaksiyona girerek iyonik bağ oluşturmasıyla gerçekleşmektedir [106]. Fosfat iyonları iyonik dengeyi sağlamak için kalsiyum iyonu almakta, böylece cam iyonomer siman ve diş yapıları arasında iyondan zengin bir bölge oluşmaktadır. Dentinden daha fazla hidroksiapatit ve inorganik komponent içermesi ve daha homojen olması nedeniyle minde daha fazla iyonik bağ meydana gelmektedir. Bu nedenle CİS'ler dentine nazaran mine ile daha kuvvetli bağlantı oluşturmaktadır [107, 114, 117].

#### **2.2.2.4. Geleneksel cam iyonomer simanların kullanım alanları ve tipleri**

Cam iyonomer simanlar oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Süt dişlerinin restorasyonlarında sıklıkla kullanılmakla beraber, yapıştırma simanı, fissür örtücü, kanal dolgu materyali, kaide materyali olarak ve kor yapımında kullanılabilir. Cam iyonomer simanların geliştirilmesinden günümüze kadar hem cam matriks komponentinde hem de polikarboksilik asit komponentinde oldukça fazla değişiklik meydana gelmiştir. Toz/likit oranı ve toz kısmındaki partikül boyutlarının değiştirilmesi ya da suda çözünebilen monomerler ve polimerize monomerlerin eklenmesiyle siman için farklı kullanım alanları sağlanmıştır [105, 118].

Cam iyonomer simanlar 1991'de Phillips [119] tarafından;

Tip I: Yapıştırma simanları

Tip II: Restorasyon simanları

Tip III: Kaide materyali ve fissür örtücüler olarak sınıflandırılmıştır.

Wilson 1977 yılında cam iyonomer simanların yapıştırma simanı olarak kullanılabileceğini belirtmiş ve bu simanların klinik kullanımı 1980'lerin başında başlamıştır [107]. Yapıştırma simanlarına, çalışma zamanını arttırmak ve sertleşme zamanını kısaltmak için %10 daha fazla tartarik asit eklenmiştir, ayrıca partikül boyutları küçültülmüştür [120].

#### **2.2.2.5. Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları ve dezavantajları**

Geleneksel cam iyonomer simanların avantajları;

- Diş yapılarına kimyasal adezyonla bağlanmaktadır [102, 121].
- Klinik olarak yeterli çalışma zamanı sağlar, kullanımı hızlı ve basittir [108, 122].
- En büyük avantajı flor salınımı ve reşarj özelliğinin olmasıdır [102, 108, 123].
- Biyouyumlu bir materyaldir, pulpa ve diş eti dokusuna zarar vermez [102, 108].
- Polimerizasyonu ve diş yapılarına adezyonu sırasında meydana gelen büzülme miktarı düşüktür. Mikrosızıntı ya da sekonder çürük oluşumu açısından başarılı bir materyaldir [102, 108] .
- Sertleşme reaksiyonu tamamen bittikten sonra ağız ortamındaki sıvılarda düşük miktarda çözünürlük göstermektedir [124].
- Termal genleşme katsayısı diş yapılarıyla uyumludur [125, 126].

Geleneksel cam iyonomer simanların dezavantajları;

- Gerilme, kopma ve aşınma dirençleri düşüktür [124, 127].
- Uygulama ve sertleşme sırasında hidrasyon ve dehidrasyona karşı oldukça duyarlıdır [124, 128].
- Ağız sıvılarında çözünmektedir [114].
- Estetik özellikleri yetersizdir [124].

#### **2.2.3. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) 1980 yılında, geleneksel cam iyonomer simanların (GCİS) fiziksel özelliklerini geliştirmek, ayrıca GCİS'lerin ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerini birleştirmek amacıyla geliştirilmiştir [113, 129]. RMCİS'ler hibrit iyonomer simanlar, ışıkla sertleşen cam iyonomer simanlar ya da rezinle güçlendirilmiş cam iyonomer simanlar olarak da bilinmektedir [130, 131]. 1988 yılında Antonucci ve ark. ışık ile polimerize olan rezin modifiye cam iyonomer

simanları geliştirmiştir ve piyasaya ilk kez Vitrebond adıyla Mitra firması tarafından 1989 yılında sũrũlmũřtũr [114, 132].

### **2.2.3.1. Rezin modifiye cam iyonomer simanların yapısı**

Rezin modifiye cam iyonomerlerin toz kısmı geleneksel cam iyonomer simanlara benzemektedir ve radyoopasite sağlamak için modifiye edilmiş floro-alũminosilikat cam tanecikleri içermektedir. Likit kısmında ise markaya gũre değişmekle beraber, 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) gibi bazı metakrilat grupları, tartarik asit ilave edilmiş poliakrilik asit ve %8 su bulunmaktadır [133]. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar yapılarında su bulundurup bulundurmamalarına gũre hidrũz ve anhidrũz olarak iki gruba ayrılmaktadır. Hidrũz yapıdaki rezin modifiye cam iyonomer simanlarda asit-baz reaksiyonu toz ve su ihtiva eden likidin karıştırılması ile başlarken, anhidrũz yapıdaki rezin modifiye cam iyonomer simanlarda ise gerekli su dentin dokusundan temin edilmektedir [117, 134, 135].

### **2.2.3.2. Rezin modifiye cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu**

RMCİS'lerde toz ve likit karıştırıldığında cam iyonomer simanlarda gũrũlen klasik asit-baz reaksiyonu başlamaktadır. Kimyasal bir başlatıcı mevcutsa aynı anda HEMA'nın polimerizasyonu gerçekteşmektedir, ışıkla sertleşen RMCİS sistemlerinde ise HEMA'nın ışık ile polimerizasyonu sonucu sertleşme meydana gelmektedir. RMCİS'lerde iki aşamalı (dual-cure) ya da ũç aşamalı (triple-cure) sertleşme reaksiyonu meydana gelmektedir. İki aşamalı sertleşme mekanizmasında, HEMA'nın ışık ile polimerizasyonu ile birlikte asit-baz reaksiyonu devreye girmektedir. ũç aşamalı sertleşme mekanizmasında ise HEMA hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olurken aynı zamanda asit-baz reaksiyonu ile sertleşme meydana gelmektedir. Asit-baz reaksiyonu daha yavaş ilerlemektedir ve simanın matriksini oluşturan HEMA'nın gũçlenmesini sağlamaktadır. Bazı araştırmacılar, RMCİS'lerde de geleneksel CİS'lerde olduğu gibi klinik sertleşmeden sonra 24 saat devam eden bir periyot olduğunu ũne sũrmektedir ancak literatũrde bu konu ile ilgili net bilgi ve fikir birliği bulunmamaktadır [119, 136, 137].

Geleneksel cam iyonomer simanlar ile karışlaştırıldığında neme karşı hassasiyetleri oldukça azdır. Bazı araştırmacılar asit-baz reaksiyonu sırasında simanın iãerięindeki rezin kũprũlerinin, materyale su girişini azaltarak su ile erken temasın olumsuz

etkilerini engellediğini öne sürmektedir. Ancak yapılan çalışmalarda rezin modifiye cam iyonomer simanlarda su emilimi gerçekleştiği, bu durumun da simanın fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir [137, 138]. Bu nedenle rezin modifiye cam iyonomer simanların ışık ile polimerizasyonu sonrasında en az 1 saat su ile kontaminasyonun önlenmesi gerektiği rapor edilmiştir [139].

#### **2.2.3.3. Rezin modifiye cam iyonomer simanların dış yapılarına bağlanması**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar dış yapılarına hem kimyasal yolla hem de mikromekanik olarak bağlanmaktadır. HEMA, dentinin ıslanabilirliğini ve simanın dişe penetrasyonunu artırarak asit-baz reaksiyonu sonucu meydana gelen kimyasal bağlantıda rol oynamaktadır. Mikromekanik bağlantının simanın yapısında bulunan poliakrilik asitin dentinde meydana getirdiği demineralizasyon ile sağlandığı düşünülmektedir [140]. Geleneksel cam iyonomer simanlarla karşılaştırıldığında, rezin modifiye cam iyonomer simanların mine ve dentine bağlanma kuvvetleri yaklaşık iki kat daha fazladır [119].

#### **2.2.3.4. Rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanım alanları**

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, alümina ve zirkonya altyapılı tam seramik restorasyonların, metal ve metal destekli seramik restorasyonların ve ortodontik bantların simantasyonunda kullanılmaktadır. Ayrıca, fissür örtücü ve kaide materyali olarak, kor yapımında, süt dişlerin sınıf I ve II, sürekli dişlerin sınıf I, III ve V restorasyonlarında, abraze olmuş ve erozyona uğramış sürekli dişlerin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır [108, 141, 142].

#### **2.2.3.5. Rezin modifiye cam iyonomer simanların avantajları ve dezavantajları**

Rezin modifiye cam iyonomer simanların avantajları;

- Geleneksel CİS'lere göre daha uzun çalışma süresine sahiptir [108, 143].
- Işıkla sertleşebildiği için hekim için uygulaması daha kolaydır [108, 143].
- Geleneksel CİS'lere göre daha iyi estetik özelliklere sahiptir ve translüsenttir [108, 119, 143].
- Geleneksel CİS'lere göre erken dönemde dayanıklılığı daha fazladır [143, 144].
- Geleneksel CİS'lere göre ağız sıvılarında daha az çözünmektedir [119, 144].
- Geleneksel CİS'lere göre kırılma dayanımları ve aşınma dirençleri yüksektir [113, 119].



- Geleneksel CİS'lere göre daha iyi adeziv özellikler göstermektedir [145]
- Diş yapıları ile kimyasal ve mikromekanik bağlantı yapmaktadır [108].
- Biyouyumlu bir materyaldir [108].
- Flor salınımı yapmaktadır [108, 113].

Rezin modifiye cam iyonomer simanların dezavantajları;

- Geleneksel CİS'lere göre flor salınım miktarı daha azdır [146].
- Geleneksel CİS'lere göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermektedir [146].
- Hidratasyon ve dehidratasyon konusu net değildir [119, 147].
- Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon tam olarak gerçekleşemeyebilir [119, 147].

#### **2.2.4. Poliasit modifiye kompozit rezinler (Kompomerler)**

Poliasit modifiye kompozit rezinler (PMKR) geleneksel cam iyonomer simanların flor salınımı ve kompozit rezinlerin estetik gibi avantajlarını bir araya getirerek, asitleme gereksinimi olmadan diş yapılarına bağlanabilen yeni bir dental materyal olarak 1994 yılında McLean ve ark. tarafından tanıtılmıştır. Poliasit modifiye kompozit rezinler, ışıqla polimerize olan polimer matriksi içerisine iyon değişimi yapabilen cam matriks eklenmesiyle oluşan kompozit materyallerdir. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezinler arasındaki en önemli fark içerdikleri rezin miktarıdır. Genellikle yeni nesil poliasit modifiye kompozit rezinler %20-50 arasında rezin içermekteyken (örn: 2 hidroksi-1, 3-dimetakriloksipropan), rezin modifiye cam iyonomer simanlarda bu oran %5 civarındadır (örn: 2 hidroksietil metakrilat). Kompomerler olarak da bilinen bu materyaller rezin-cam oranı; %70 kompozit rezin %30 cam iyonomer siman olarak ilk kez Dyract adıyla Dentsply firması tarafından piyasaya sürülmüştür [132, 143, 148-151].

##### **2.2.4.1. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin yapısı**

Kompomerlerin içeriğinde, bisglisil dimetakrilat (Bis-GMA) ya da türevleri, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerleri bulunmaktadır. PMKR'lerin içeriği kompozit rezinlere oldukça benzemektedir ancak yapısında su bulunmamaktadır. Yapısında kompozitlerden farklı olarak tetrakarbonsilik bütan

(TCB) ve sikloalifatik dikarboksilik asit dimetakrilat gibi monomerler de bulunmaktadır. Doldurucu olarak ise geleneksel cam iyonmer simanlarda flor salınımından sorumlu floro-alüminosilikat cam tozları bulunmaktadır. Bazı kompomerlerin yapısına flor salınımını arttırmak için modifiye monomerler de eklenmiştir. Bununla birlikte kompomerlerin yapısında reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunmaktadır [134, 137, 148, 152]. Ortodontide yapıştırma amaçlı kullanılan bazı kompomerler, 2-hidroksi-1, 3-dimetakriloksipropan ve karboksilat dimetakrilat (CDMA) olarak bilinen oligometrik karboksilik asit içeren metakrilat grupları içermektedir. CDMA metakrilat gruplarının oranının artmasını sağlayarak rezin matris içinde meydana gelen çapraz bağların artmasını sağlamaktadır, böylece materyalin çekme ve basma dayanımları artmaktadır [153].

#### **2.2.4.2. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonu**

Kompomerlerin sertleşme reaksiyonu iki aşamalı (dual-cure) olarak meydana gelmektedir. Birinci aşama, ışık kaynağının uygulanmasıyla kompomerin yapısında bulunan bir fotoaktivatör olan kamforokinon tarafından başlatılmakta ve metakrilat gruplarında serbest radikal polimerizasyonu gerçekleşmektedir. Rezinin fotopolimerizasyonu sonucu, UDMA ve TCB'nin polimerize olan molekülleri arasında çapraz bağlar oluşmakta ve doldurucu partiküller tarafından güçlendirilen üç boyutlu bir ağ yapısı meydana gelmektedir. TCB molekülleri üzerindeki karboksilat grupları, materyal içerisinde su bulunmadığı için aktif değildir ve geleneksel cam iyonmer simanlardaki asit-baz reaksiyonu ortamda su varlığında gerçekleşmektedir. İkinci aşamada, ışık ile polimerize olan monomerler ağız içinde tükürük ve/veya su ile temas geçerek florosilikat ve polikarboksilat grupları arasında asit-baz reaksiyonunu başlatmakta ve kimyasal sertleşme gerçekleşmektedir [113, 134, 153].

#### **2.2.4.3. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin diş yapılarına bağlanması**

Kompomerler diş yapılarına iki farklı mekanizmayla bağlanmaktadır. Birinci mekanizma, TCB'nin içeriğinde bulunan hidrofilik karboksilat gruplarının (-COOH), asit uygulanmamış diş yüzeyindeki kalsiyum iyonlarına iyonik bağlarla bağlanmasıyla gerçekleşmektedir [153]. İkinci mekanizma ise, diş yüzeyine bağlayıcı sistemlerin uygulanmasıyla meydana gelmektedir. Primer ve adeziv sistemlerin yapısındaki fosfat grupları ile hidroksiapatitin yapısındaki kalsiyum iyonları arasında iyonik bağlar meydana gelmektedir. Ayrıca adeziv rezinin yapısında bulunan metakrilat bazlı

rezinlerin fotopolimerizasyonu esnasında serbest radikal polimerizasyonu gerçekleşmektedir. Yapısında çapraz bağlar meydana gelen adeziv rezin dentin tübüllerine penetre olarak yüzeyde hibrit tabakası benzeri bir yüzey meydana getirmekte ve mikromekanik adezyon sağlanmaktadır. Kompomerlerin dentine olan bağlantı kuvveti rezin tag oluşumunun bağlantıyı kuvvetlendirmesi nedeniyle mineye olan bağlanma kuvvetinden daha yüksektir [136, 153]. Resin modifiye cam iyonomer simanlar ve kompozit rezinler ile karşılaştırıldıklarında ise, bağlanma dayanımının RMCİS'lerden daha yüksek, kompozit rezinlerden daha düşük olduğu yapılan araştırmalarda belirtilmiştir [154]. Kompomer uygulamasından önce asitle pürüzlendirmeye gerek olmaması özellikle pediatrik hasta grubu için önemli bir avantajdır. Ancak bazı araştırmacılar mine yüzeyine asit uygulanmasının bağlantı kuvvetini arttırdığını rapor etmiştir [155].

#### **2.2.4.4. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin kullanım alanları**

Kompomerler kullanımlarının kolay olması, estetik ve fiziksel özelliklerinin kompozit rezinlerle benzer olması nedeniyle özellikle çocuk diş hekimliğinde oldukça popülerdir [129]. Süt dişlerinin restorasyonunda, kök çürüklerinin restorasyonunda, açık sandviç tekniğinde, Sınıf V kavite restorasyonlarında, kor yapımında ve ortodontik bantların yapıştırılmasında sıklıkla kullanılmaktadır [136, 153].

#### **2.2.4.5. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin avantajları ve dezavantajları**

Poliasit modifiye kompozit rezinlerin avantajları [136, 153, 156];

- Geleneksel CİS'lere ve RMCİS'lere kıyasla mekanik ve fiziksel özellikler bakımından üstündür.
- Geleneksel CİS'lere ve RMCİS'lere göre daha iyi estetik özelliklere sahiptir.
- Uygulaması ve kullanımı kolaydır.
- Biyouyumludur.
- Flor salınımı yapmaktadır.
- Diş sert dokuları ile bağlantı yapmaktadır.

Poliasit modifiye kompozit rezinlerin dezavantajları [136, 153, 157];

- Fiziksel ve mekanik özellikleri kompozit rezinlere göre daha zayıftır.
- Mine ve dentin ile mikromekanik bağlantı yaptığı için dentin bağlayıcı sistemler ile birlikte uygulanmaları gerekmektedir.

- Sertleşmesi esnasında polimerizasyon büzülmesi meydana gelmektedir.
- Işığın tam olarak ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon yetersiz olabilmekte, bu durum da artık monomer riski oluşturmaktadır.
- Flor salınımı sınırlıdır ve flor reşarj özellikleri yoktur.

## **2.2.5. Ortodontide kullanılan yapıştırma simanlarının klinik özellikleri**

### **2.2.5.1. Bağlanma dayanımı**

Ortodontik bantların retansiyonu, simanın mekanik özelliklerinden [158], siman/mine ve siman/bant arasındaki adezyondan [98, 159], tekrarlayan mekanik streslerin varlığından [160] ve toz/likit oranından [161] etkilenmektedir. Düşük toz/likit oranı simanın bağlanma dayanımında azalmaya neden olurken, klinik desimantasyon oranının artmasına neden olmaktadır. El ile karıştırılan cam iyonomer simanların uygun toz/likit oranı ile karıştırılması esnasında problem tozun ölçülmesinde değil, likitin doğru olarak ölçülememesinden kaynaklanmaktadır. Likitin ölçülmesi ve karıştırılması esnasında üretici firmanın talimatlarına uygun olarak hareket edilse bile, ölçülü bir şırınganın kullanılması ya da kapsül formunda üretilen simanların kullanılması hata oranını azaltmaktadır. Yapıştırma simanlarının 2 pat, 1 pat ya da kapsül formunda piyasaya sürülmesi daha tutarlı ve tekrarlanabilir bir karıştırma işlemi sağlamaktadır [162]. Ancak, kapsül formundaki simanlar el ile karıştırılan simanlara göre daha pahalıdır ve eğer bant simantasyonu için kullanılıyorsa materyal israfı daha fazladır; çünkü genellikle karıştırılan siman miktarı restoratif amaçlı kullanım için ayarlanmaktadır [161].

Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların metal ve pürüzlendirilmemiş mineyle kimyasal olarak bağlantı yapabilmeleri, bu materyallerin ortodontik bantların yapıştırılması amacıyla kullanımlarını cazip kılmaktadır [151]. Yapılan çalışmalar kompomer ile simante edilen molar bantlarının ortalama retatif kuvvetlerinin, rezin modifiye ve geleneksel cam iyonomer simanlarla simante edilen bantlara göre belirgin şekilde düşük olduğunu göstermiştir [75]. Bazı çalışmalarda bunun aksine kompomerlerin geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir. Resin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin bağlanma dayanımının benzer olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur. Bununla birlikte, farklı marka poliasit modifiye kompozit rezinlerin farklı bağlanma dayanımları gösterdiği rapor edilmiştir [15].

Kompomerlerde el ile karıştırma işleminin elimine edilmesi, daha visköz yapıda olmaları ve ışık ile polimerize olduğu için geleneksel cam iyonomer simanlarda dikkat edilmesi gereken nem hassasiyet probleminin olmaması kompomerlerin bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasını açıklayabilir [163]. Ancak yine de ortodontik bantların simantasyonu amacıyla kullanılan simanları genel olarak değerlendirmek yerine farklı materyallerin ve ürünlerin ayrı ayrı değerlendirilmesi gerekmektedir [15, 164].

Braketlerin yapıştırılması için RMCİS'lerin kullanıldığı bir çalışmada, pürüzlendirilmeden sonra meydana gelen tükürük kontaminasyonun braketlerin bağlanma dayanımında düşüşe neden olmadığı, aksine artışa neden olduğu rapor edilmiştir [165]. PMKR'ler daha çok kompozit rezinlere benzerlik gösterdiğinden dolayı klinik kullanım sırasında ortamın kuru olması önem taşımaktadır. RMCİS'ler ise daha çok cam iyonomer simanlar ile benzerlik göstermekte ve adezyonları tükürüğün mine yüzeyini uygun şekilde ıslatmasıyla artmaktadır [15]. Yapıştırma amacıyla kullanılan RMCİS'lerin su ile temas sonrası, makaslama ve sıyırma kuvvetlerine karşı direncinin geleneksel CİS'lere göre daha yüksek olduğu rapor edilmiştir [166].

Ortodontik bantların iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesi de simanların bağlantı kuvvetini arttırmaktadır [15, 167]. Bantların iç yüzeyini pürüzlendirmek için iki yöntem vardır: bantların üretim esnasında mikro pürüzlendirme işlemine tabi tutulması ve hekimin simantasyondan önce bantın iç yüzeyini kumlaması [15]. Bantların iç yüzeylerine mikro pürüzlendirme işleminin yapılması, metal yüzeyini pürüzlendirerek hem kimyasal hem de mekanik bağlantı yapan simanlar için yüzey alanını arttırmaktadır. Pürüzlendirme işlemi ile birlikte kumlama yapılması oksit tabakasını azaltarak, bant simanlarının daha güçlü yapıştığı bir katman elde edilmesini sağlamaktadır. İnce bir oksit tabakası metal ile güçlü bir bağlantı oluşabilmesi için gereklidir ancak bu tabakanın tamamen kaldırılması bağlanma kuvvetlerinde düşüşe neden olmaktadır [167].

Molar dişlerin morfolojik varyasyonlarından dolayı ortodontik bantların altındaki siman kalınlığı dişin çevresi boyunca farklılık gösterebilmektedir. Siman kalınlığına bağlı olarak simanda adeziv ya da koheziv kopmalar meydana gelebilmektedir. Cam iyonomer simanlar ile yapıştırılan ortodontik bantları yerinde tutmak için gerekli olan optimum film kalınlığı bilinmemektedir [168]. Film kalınlığı kadar simanın

homojenliği de 6nemlidir. Film kalınlığındaki farklılıklar, stresin belirli alanlarda yoğunlaşmasına neden olmaktadır. Materyal içindeki çatlaklar bu alanlardan başlamakta ve ilerleme g6stermektedir. Siman tabakası kalın olduğunda, makaslama streslerinin adeziv arayüzü çevresinde yoğunlaştığı d6ş6n6lmektedir [169]. Bu durumda, okl6zal kuvvetler gibi kuvvetlerin periferde adeziv ya da parsiyel adeziv kopmalara neden olması muhtemeldir. Film kalınlığı homojen olsa da, genellikle film kalınlığı arttıķa kopma oranı artmaktadır. Bunun nedeni, film kalınlığı arttıķa materyal içerisinde boşlukların var olma riskinin artmasıdır. [170]. Bu durum 6zellikle geleneksel cam iyonmer simanlar gibi el ile karıştırılan materyaller için 6nemlidir. Karıştırma işlemi sırasında, siman içerisine hava karışabilmekte ve bu durum siman içerisinde boşlukların oluşmasına neden olmaktadır. Siman içerisinde boşlukların olması, simanın koheziv kuvvetini ve çekme kuvvetlerine karşı dayanıklılığını azaltmaktadır. Film kalınlığının artmasının 6nemli bir dezavantajı da, daha çok polimerizasyon b6z6lmesi meydana gelmesi ve dolayısıyla siman içerisindeki stresin artmasıdır [171].

#### **2.2.5.2. Flor salınımı**

Diş hekimliğinde flor salan dental materyaller geleneksel cam iyonmer simanlar, rezin modifiye cam iyonmer simanlar, poliasit modifiye kompozit rezinler ve flor salınımı yapabilen kompozit rezinler olarak sıralanabilir [172]. Florun demineralizasyonu azaltması, remineralizasyonu arttırması, plak ve pelikil oluşumunu ve mikrobiyal kolonizasyonu engellemesi; antikaryojenik etki g6stermesini sağlamaktadır [173].

Flor salınımı cam iyonmer simanların en b6y6k avantajı olarak g6r6lmektedir [174]. Cam iyonmer simanların, cam ve poliakrilik asit arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonucu sertleştiği bilinmektedir [175]. Başlangıçta t6m flor cam matriks içerisinde yer almaktadır, ancak simanın sertleşmesi sırasında flor iyonları, su içeren asit b6lgesine salınmakta ve sertleşen matriks içerisine hapsolmektedir. Sertleşen simanın içinde bulunan flor, simanın uzun s6re devam eden flor salınımından sorumludur. Polimerize olmuş cam iyonmer simanlarda, siman matriksinin, salınan florun ana kaynağı olduğu d6ř6n6lmektedir.

Cam iyonmer simanın fiziksel 6zellikleri flor salınımından etkilenmemektedir [101]. Cam iyonmer simanların flor geri alım 6zellikleri florun cam matriks içine dif6ze

olabilmesinden kaynaklanmaktadır. Flor iyonu sodyum florid şeklinde salınmaktadır. Ortamdaki flor iyonu miktarının artmasıyla flor siman matriksine difüze olmakta, azalmasıyla ise simandan flor salınımı olmaktadır; böylece ortamdaki flor seviyesi sabit tutulmaktadır. [120].

Cam iyonmer simanların flor salınım mekanizması hakkında birçok araştırma yapılmıştır ancak bu sürecin kompleks ve tam olarak açıklanamayan bir süreç olduğu bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar, başlangıçta hızlı bir flor salınımı meydana geldiğini, bunu takip eden süreçte ise daha yavaş bir flor salınımı olduğunu bildirmiştir [176, 177]. Hızlı flor salınımı, sertleşmesini tamamlamamış simanın dış yüzeyinden florun hızlı bir şekilde çözünmesiyle gerçekleşmektedir. Flor salınım miktarı ilk 24 saatte oldukça yüksekken daha sonra azalarak devam etmektedir [178, 179]. Yavaş flor salınımı ise matriksin iç kısımlarındaki porozitelerden florun difüze olmasıyla gerçekleşmektedir [179, 180].

Geleneksel cam iyonmer simanlar rezin bazlı cam iyonmer simanlara göre daha fazla flor salınımı yapmaktadır; çünkü flor salınımı ve sertleşme mekanizması arasında doğrudan bir ilişki mevcuttur. Geleneksel cam iyonmer simanlarda asit-baz reaksiyonu sırasında flor içeren cam partiküllerinin hızlıca çözünmesi nedeniyle ilk gün flor salınımı oldukça yüksek seviyededir ve daha sonraki günlerde azalarak devam etmektedir. Resin modifiye cam iyonmer simanlarda ise sertleşme hem asit-baz reaksiyonu hem de polimerizasyonla olmaktadır bu nedenle flor salınım seviyeleri GCİS'lere göre daha düşüktür. Poliasit modifiye kompozit rezinlerde, önce fotopolimerizasyon ile sertleşme başlamakta, daha sonra eğer ortamda su mevcutsa asit-baz reaksiyonu gerçekleşmektedir. Bu nedenle bu materyallerden flor salınımı RMCİS ve GCİS'lere göre daha düşük seviyededir.

Materyalin porozitesi ve çözünürlüğü de flor salınım miktarında farklılıklara neden olmaktadır. Yapısına rezin ilave edilen materyallerin hem suda çözünürlüğü hem de porozitesi daha az olduğu için flor salınımı daha az olmaktadır [172, 180, 181]. Cam iyonmer simanların en az 2-2,5 yıl boyunca flor salınımı yaptığı ilk olarak Tay ve Braden tarafından rapor edilmiştir [176]. Resin modifiye cam iyonmer simanların uzun dönem flor salınım kapasiteleri geleneksel cam iyonmer simanlara yakındır [171].

Flor salan restoratif materyallerin flor salınım miktarları zamanla azalmaktadır, ancak cam iyonomer simanların en büyük avantajlarından biri flor geri alım özellikleridir. Materyalin içeriği, flora maruz kalma sıklığı, flor ajanının konsantrasyonu ve çeşidine göre restoratif materyallerin flor geri yükleme miktarı değişiklik göstermektedir. Rezin bazlı restoratif materyallerde ise porözite miktarının ve yüzeye tutunan florun, geri yükleme sonrası salınan flor miktarına etki ettiği düşünülmektedir [182].

Flor salan ortodontik simanların kullanılması, flor iyonlarının direk olarak braket ve bantların etrafına etki etmesine böylece demineralizasyon probleminin üstesinden gelinmesine yardımcı olmaktadır. pH azaldığında simanda kimyasal erozyon ve çözünme meydana gelmesinden dolayı flor salınımı artmaktadır [46]. Pelikül, fosfat ve proteinlerle çevrili küre şeklindeki kalsiyum florid ( $\text{CaF}_2$ ) depozitlerinin bozulması ile flor salınmaktadır. Bu iyonlar mine içine penetre olarak remineralizasyona yardım etmektedir. [183, 184]. Ancak florun aktivitesi pH düştükçe azalmaktadır. *S. mutans* ve *L. acidophilus* gibi bakteri türleri dental plağın pH'sının 4,5'in altına düşmesine neden olmaktadır. Sonuç olarak dental plak dehidrate olmakta ve hidroksiapatit ve floroapatit kristalleri geri dönüşümsüz bir şekilde kaybedilmektedir. Ek bir flor kaynağı bulursa da mine demineralizasyonu meydana gelebilmektedir [32]. Ortalama ortodontik tedavi süresinin 2 yıl olduğu düşünülürse flor salınımı yapan adezivlerin tek başına kullanımı çürük oluşumunu engellemek için yeterli olmayabilir [185]. Ayrıca, gevşemiş bantların altındaki bölgeler ya da bantın altında simanın ulaşamadığı bölgelerde flor çürük oluşumunu önleyemeyebilir. Bu nedenle bazı araştırmacılar bantların rutin olarak kontrol edilmesini tavsiye etmektedir [186].

### **2.2.5.3. Mikrosızıntı**

Ortodontide yapıştırma simanı olarak kullanılan çinko fosfat simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezinler siman/mine arayüzünden kopma eğilimindedir. Poliasit modifiye kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonu sırasında sınırlı miktarda asit-baz reaksiyonu meydana gelmektedir. Bu nedenle geleneksel cam iyonomer siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre mine ile daha az miktarda iyonik bağ gerçekleştirilmektedir yani pürüzlendirilmemiş mine ile yaptığı bağlantı yetersizdir. Bu durum PMKR'lerin siman/mine arayüzünden kopma eğilimini açıklamaktadır. Geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar ise genellikle bant/siman arayüzünden kopma eğilimindedir ancak siman/mine arayüzünden kopmalar da



gözlenebilmektedir [164]. Bu nedenle, PMKR'lerde mine ve siman arasında mikrosızıntı olma ihtimalinin daha fazla olduğu, buna bağlı olarak bu simanlar kullanıldığında mine yüzeyinde demineralizasyona daha sık rastlanabileceği düşünülebilir [86]. Öte yandan, kopma siman/mine arayüzünde meydana geldiğinde, mine yüzeyinde kalan adeziv miktarı daha az olacaktır ve bantın sökülmesinden sonra mine yüzeyinin temizlenmesi daha hızlı ve kolay olacaktır [75]. Siman/bant arasında mikrosızıntı meydana gelmesi ise, adezivin bozunmasına bağlı olarak bantların desimantasyonuna neden olabilmektedir [187]. Kopmanın bant/siman arasından gerçekleşmesinin avantajı, mine yüzeyinde kalan simanın koruyucu bir tabaka oluşturarak, demineralizasyonu önleyebileceğinin düşünülmesidir [74]. Mikro pürüzlendirilmiş bantlar kullanıldığında ise adeziv çoğunlukla siman/mine birleşiminden kopmaktadır [75, 188].

Yapılan çalışmalar geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar arasında siman/mine arayüzünde mikrosızıntı açısından bir fark olmadığını rapor etmiştir. Resin modifiye cam iyonomer simanlar ve poliasit modifiye kompozit rezinler sertleşme esnasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermektedir ve bu durum bu materyallerin mikrosızıntıya olan yatkınlığının artmasına neden olabilmektedir. Ancak bu materyaller ilk 24 saat içinde %6'ya kadar higroskopik ekspansiyon gösterebilmektedir, bu da mikrosızıntıya olan eğilimin azalmasını sağlayabilmektedir. Bu durum mikrosızıntı açısından geleneksel cam iyonomer simanlar ile arasındaki benzerliği açıklayabilir [186, 189]. Geleneksel cam iyonomer simanlarda, siman/bant arayüzünde daha fazla mikrosızıntı meydana geldiği rapor edilmiştir. Geleneksel cam iyonomer simanların siman/bant arayüzünden desimante olması bu durumu doğrular niteliktedir [86]. Bununla birlikte geleneksel CİS'lerde mikrosızıntının hem siman/bant hem de siman/mine arayüzünde daha fazla olduğunu, RMCİS ve PMKR'lerde ise mikrosızıntı değerlerinin benzer olduğunu rapor eden çalışmalar da mevcuttur [190].

Ortodontik uygulamalarda çoğunlukla ince bir adeziv tabakası oluşmaktadır ve bu kimyasal olarak sertleşen materyaller için olumlu bir durumdur. Ortodontik bantların simantasyonu sonrası ise bantın altındaki siman tabakası her yerde farklı kalınlıkta olmaktadır ve bantlar braketlere göre ışığın simana ulaşabilmesi için daha büyük bir engel oluşturmaktadır [191]. Yapılan çalışmalar bantların ve braketlerin gingival bölgelerinde oklüzal bölgelere göre daha fazla mikrosızıntı olduğunu belirtmiştir. Bu

durumun, diş yüzeyinin anatomik kurvatüründen dolayı adezivin gingival bölgelerde daha kalın olmasından ve ışık kaynağının oklüzalden uygulanmasından dolayı bu bölgede daha fazla polimerizasyon büzülmesi meydana gelmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir [192, 193]. Öte yandan, dimetakrilat monomerlerinin kimyasal yapısı, atmosfer basıncı, sıcaklık, fotoaktivatör konsantrasyonu, doldurucu tipi, adeziv rezinin rengi gibi mikrosızıntı miktarını etkileyen birçok faktör vardır [194].

#### **2.2.5.4. Antimikrobiyal etkileri**

Cam iyonmer simanların antimikrobiyal aktivitesi, başlangıç sertleşme reaksiyonu sırasında ortamdaki pH'ın devamlı düşmesi ve simanın flor salınımı yapma özelliklerinden kaynaklanmaktadır [195, 196]. Florun antikaryojenik etkisi oldukça yüksektir. Florun antikaryojenik etkisinde, demineralizasyonu inhibe etmesi, remineralizasyonu artırması ve plak oluşumunu engelleyerek mikrobiyal tutulumu azaltması gibi birçok mekanizma rol oynamaktadır [173, 197]. Flor, bakteriyel kolonizasyonu engellemesinin yanı sıra glikoliz reaksiyonu sırasında enolazı ve proton salınımını gerçekleştiren ATPaz'ı inhibe ederek bakteriyel metabolizmayı ve dental plak asiditesini değiştirmektedir. Asit fosfataz, katalaz, pirofosfataz ve peroksidaz gibi enzimler de plak oluşumuyla ilgilidir ve flor iyonlarından etkilenebilmektedir [198].

Geleneksel cam iyonmer simanların antimikrobiyal aktivitesinin daha yüksek olmasının; kimyasal sertleşme süresinin daha fazla olması böylece ortamın daha uzun süre asidik pH'da kalması ve daha fazla flor salınımı yapmasıyla alakalı olduğu düşünülmektedir [86]. Florun antikaryojenik etkisinin miktarı ve süresi, florun konsantrasyonuna ve oral kavitedeki retansiyon süresine bağlıdır. Bu nedenle ortodontik apareylerin ağızda kalma süreleri göz önünde bulundurulduğunda florun uzun süreli olarak salınması, başlangıçta meydana gelen hızlı flor salınımından daha etkilidir [199].

Oral hijyeni zayıf olan hastalarda, bantların sökümü sonrası sıklıkla beyaz nokta lezyonlarıyla karşılaşmaktadır. Dental plak mikroorganizmaların diş yüzeyine adezyonunda oldukça büyük bir rol oynar. Minenin demineralizasyonu bu mikroorganizmaların organik asit üretimiyle gerçekleşmektedir. *Streptococcus mutans* en karyojenik bakteri olarak bilinmektedir [200, 201]. Yapılan çalışmalar ortodontik tedavi sırasında tükürük ve plakta *Streptococcus mutans* seviyelerinde artış görüldüğünü rapor etmiştir [174, 202]. Farklı ortodontik bant simanlarının

antibakteriyel etkilerini ve simanlara *Streptococcus mutans* adezyonunu değerlendiren çalışmalarda; kullanılan siman tipi ve markasına göre değişen sonuçlar elde edilmiştir [203-206]. Flor salınımı dışında simanın yüzey topografisi ve pürüzlülüğü de bakteriyel adezyonu etkilemektedir. [205]. Bu nedenle yapıştırma simanlarının antibakteriyel özellikleri farklı materyaller ve ürünler için ayrı ayrı değerlendirilmelidir. Bununla birlikte, simanın biyofilm oluşumuna katkısı belirsizdir ve oldukça değişkendir; çünkü bantlar gevşemediği sürece oral kavite ile ilişkide olan siman miktarı oldukça azdır [205]. Ayrıca, beyaz nokta lezyonlarının oluşumu multifaktöriyel bir süreçtir. Düşük pH, *Streptococcus mutans* 'ın ve yiyecek artıklarının tutunması için uygun alanların mevcut olması, materyalin çözünürlüğü, bant altında kalan siman boşlukları ve simanın bağlanma kuvveti gibi birçok faktörden etkilenmektedir [205, 207-209].

### **2.3. Çözünürlük ve Emilim**

Restoratif materyallerin hacim ve yüzey alanlarının, zaman içinde birim başına absorbe ettiği su miktarı su emilimi olarak tanımlanmaktadır. Suda çözünürlük ise, materyalin hacminde ya da yüzey alanında belirli bir zaman ve sıcaklıkta meydana gelen ağırlık kaybı olarak tanımlanmaktadır [15].

Restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüğü materyalin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen önemli bir sorundur. Bu problem, özellikle geleneksel cam iyonomer simanlarda karşımıza çıkmakla beraber, rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezinlerde de kendini göstermektedir [17, 143, 210-212].

Tepkimeye girmemiş monomer miktarı, çözücünün kimyasal yapısı, sıcaklık, çözücüde bekletilme süresi, materyalin boyutu ve materyalden uzaklaşan komponentlerin yapısı gibi birçok faktör dental materyallerin çözünürlüğünü etkilemektedir [213-215]. Su, materyalin içine materyalin moleküler ve mikroyapısına bağlı olarak farklı derecelerde difüze olmaktadır. Moleküler yapının polaritesi, su ile hidrojen bağı oluşturabilen kimyasal grupların varlığı, çapraz bağların miktarı, rezidüel monomerlerin varlığı ve polimerin kristallliği (düzgün kristal yapı su geçişine izin vermez) materyal içine difüze olan su miktarını etkilemektedir. Bu faktörlere göre, su difüzyonunun mekanizması iki ana teoride açıklanmaktadır; (1) serbest hacim teorisi, suyun polimerler arasındaki boşluklara doğru difüze olmasıdır

ve (2) etkileşim teorisi, suyun polimer zincirindeki spesifik iyonik gruplara bağlanmasıdır. Bu durumda su difüzyonu bu grupların suya affinitesine bağlı olarak meydana gelmektedir [216].

Geleneksel cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasında su, simanın yapısındaki poliasit ile reaksiyona girerek poliakrilat matriksi oluşturmakta ve  $Al^{+3}$  ile  $Ca^{+2}$ 'nin taşınmasında görev almaktadır. Geleneksel CİS'lerin sertleşme reaksiyonu sırasında erken dönemde meydana gelen su kontaminasyonu metal iyonlarını materyalin yüzeyinden uzaklaştırarak yüzeyde bozunmalara neden olmaktadır. Bunun sonucunda simanda madde kaybı meydana gelmekte, materyalin yüzeyinde kırıklar ve çatlaklar oluşmakta ve materyalin dayanıklılığı azalmaktadır. Ayrıca materyalin saydamlığını kaybetmesi sonucunda estetik özellikleri de olumsuz etkilenmektedir [217-219]. Materyalde sıvı kaybı olması ise meydana gelen sertleşme reaksiyonunun durmasına neden olarak materyalin büzülmesi ve materyalde çatlaklar oluşması ile sonuçlanmaktadır [162, 220].

Rezin içerikli simanlar ise basitçe fotoaktivatör, pigmentler, az miktarda doldurucu madde ve Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi metakrilat monomerlerinden oluşmaktadır. İyonik bağ ya da hidrojen bağı oluşturabilen polar gruplar içeren polimerler hidrofilik; hidrojen bağı oluşturamayan ve polar gruplar içermeyen polimerler ise hidrofobik olarak adlandırılmaktadır. Polimerlerin yapısındaki fosfat grubu gibi fonksiyonel gruplar su ve asidik solüsyonlar ile hidrojen bağı oluşturabilmektedir [221]. HEMA, BPDM, PENTA, TEGDMA hidrofilik monomerler iken Bis-GMA, UDMA hidrofobik monomerlerdir [222]. Rezin kompozitlerde su emilimi matriks ile sınırlıdır ancak cam iyonomer simanlarda tüm hidrojel yapıyı etkilemektedir. Bu nedenle cam iyonomer simanlarda su emilimi daha hızlı meydana gelmektedir [223]. RMCİS'lerin içeriği geleneksel CİS'lerle benzer olmakla birlikte içeriğinde polimerize olabilen rezin monomer olarak çoğunlukla 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) bulunmaktadır [224]. HEMA hidrofilik bir monomerdir ve RMCİS'lerin su emiliminde önemli rol oynamaktadır. Bu simanlar "kısmi hidrojel" gibi davranmaktadır [224]. Literatüre göre, HEMA monomeri içeren hidrojjeller yüksek oranda su absorbe etmekte ve bu miktar siman kütesinin %80'ine kadar ulaşabilmektedir [225]. Yani, materyalin içeriğindeki HEMA miktarı ile su emilimi ve RMCİS'lerin rezin matriksinin şişmesi arasında ilişki mevcuttur [210, 226]. RMCİS simanların su absorbe etmesiyle beraber simanın plastikleşmesi veya

zayıflaması gibi problemler ortaya çıkabilmektedir [227, 228]. Bununla birlikte, reaksiyona girmemiş HEMA'nın salınması materyalin biyoyumluluğunu olumsuz yönde etkilemektedir; çünkü HEMA'nın apoptosis ve hücre nekrozu ile ilişkili olduğunu rapor eden çalışmalar mevcuttur [229]. Momoi ve ark. materyalin su emiliminden kaynaklanan ekspansiyon ve pozitif basıncın ilk 6 ay boyunca artarak devam ettiğini, bunun klinik açıdan önemli bir bulgu olduğunu rapor etmiştir [197].

Su, asit-baz reaksiyonu ile sertleşen geleneksel CİS ve RMCİS'lerde siman matriksi içerisine difüze olarak siman matriksinin bozunmasına, ayrıca zaman içerisinde simanın esneme dayanıklılığı, sertlik gibi fiziksel özelliklerini zayıflatarak restorasyonun klinik ömrünün azalmasına neden olmaktadır. Difüzyon katsayısı matriks içerisindeki su oranına bağlı olarak zaman içerisinde azalmaktadır. [230]. Difüzyon katsayısının yüksek olması suyun daha hızlı absorbe edilmesine ve suda çözünebilen komponentlerin daha hızlı çözünmesine neden olmaktadır [231]. Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda, hem cam iyonomer simanlarda (asit-baz) hem de kompozitlerde olduğu gibi (polimerizasyon) sertleşme reaksiyonu meydana gelmektedir. RMCİS'lerde polimerizasyon reaksiyonu ile meydana gelen başlangıç sertleşmesinin, simanı su ile erken temastan dolayı meydana gelen zarara karşı koruyacağı düşünülmektedir. Fotokimyasal reaksiyon sonucu rezin ağı meydana gelmesi ve rezinin dentin tübüllerine infiltre olması nedeniyle, fotopolimerize CİS'lerin geleneksel CİS'lere göre suda çözünürlük ve su emilimi miktarlarının oldukça az olduğu bildirilmiştir [128, 211, 232]. Bu durum özellikle bantın subgingival bölgeye uzandığı vakalar için yararlı olabilir [233]. Bununla birlikte ışıkla polimerize olan CİS'lerde erken dönemde meydana gelen nem hassasiyetinin daha az olacağı düşünülmektedir, ancak yapılan çalışmalarda bu simanların sıvı ile teması sonucunda fiziksel özelliklerinde belirgin değişiklikler olduğu rapor edilmiştir [131, 232]. Bu nedenle bazı araştırmacılar RMCİS restorasyonlarda da su emilimine karşı koruyucu bir tabaka uygulanmasını önermektedir [232].

Işık ile polimerize olan ortodontik bant simanları diğer restoratif adezivlerden farklıdır; çünkü siman diş ile bant arasında daha ince ve daha derin bir tabaka oluşturmaktadır. Klinikte, ışık yoğunluğunun azalması ya da ışığın belirli alanlara ulaşamaması sonucunda materyalin bozunmaya karşı direnci azalmakta ve bu durum materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Örneğin, büyük metal restorasyonu olan bir dişte ışığın dişin kuronuna doğru geçişi kesintiye uğrayacaktır ve penetre olan

ışık miktarı azalacağı için adeziv yeterince polimerize olamayacaktır [234]. Bununla birlikte ışık kaynağının posterior bölgelere, ışığın ise bant ve dış ara yüzeyine ulaşması zor olduğu için klinikte şartlarda yeterli polimerizasyon elde edilemeyebilir. Yeterli polimerizasyonun elde edilememesi adezivin dönüşüm derecesinin yetersiz olmasına neden olmakta, bu da materyalin su Emilimi ve çözünürlüğünde artışa, sertliğinde azalmaya ve matriksin yumuşamasına neden olabilmektedir [235]. Dönüşüm derecesi, sertleşme reaksiyonu sırasında monomerlerdeki C=C bağlarının polimer oluşturabilmek için C-C formuna dönüşmesini temsil etmektedir. İdeal olarak polimerizasyon reaksiyonu sırasında adeziv rezin materyalindeki tüm monomerler polimere dönüşmelidir. Ancak, tüm dimetakrilat monomerleri sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra reaksiyona girmemiş artık monomer bulundurmaktadır ve dönüşüm derecesi konvansiyonel polimerizasyon şartları altında %36-72 arasında değişiklik göstermektedir [194, 236, 237]. Materyalin ışık geçirgenliği, monomer içeriği, tipi ve konsantrasyonu, inhibitör içeriği, rezin materyallerdeki başlatıcı tipi, polimerizasyon süresi, kompozisyonu ve tipi dönüşüm derecesi değerlerini etkileyebilmektedir [194, 234, 238, 239].

Cam iyonomer simanların, materyal içerisinde bir çatlak oluşursa kendilerini 'iyileştirme' yeteneğine sahip olduğu ve bu özelliğin siman içerisinde meydana gelen çatlakların ilerlemesini engellediği düşünülmektedir [240]. Su Emilimi sonucu siman matriksinin içinde başlangıç sertleşme reaksiyonunda yer almayan bölgelerde asit-baz reaksiyonları meydana gelmesi, simana kendini onarma özelliği sağlamaktadır. [226, 241]. Bu durum, materyal içindeki stresi hafifletmekte ve çatlağın ilerleme ihtimalini azaltmaktadır. Simanın kendini onarma özelliği sadece materyalin içinde değil, mine ve bantın adeziv ile birleştiği bölgelerde de gerçekleşerek stres alanlarını modifiye etmekte ve bağlanma dayanımını ve süresini etkilemektedir. Bu süreç, bantların tedavi esnasında desimante olma ihtimalini azaltmaktadır [144, 157, 232, 242]. Diğer bir teori ise su Emilimi meydana geldikçe higroskopik ekspansiyon hatta materyalde plastikleşme meydana geldiğidir [226, 241]. Su Emilimi sonrasında yapıstırıcı simanda veya restoratif materyalde meydana gelen hacim artışının, özellikle ışıkla polimerize edilen materyallerde polimerizasyon büzülmesi nedeniyle diş ve restorasyon arasında oluşan boşlukları azalttığı rapor edilmiştir [197, 243]. Bu sonuçlar materyalin su absorbe etmesinin olumlu bir durum olarak algılanmasına neden olabilir, ancak su Emiliminin materyalin kimyasal mekanik ve fiziksel yapısında bozunmaya neden

olduğunu rapor eden birçok çalışma mevcuttur [214, 242, 244]. Ortodontik bant yapıştırılmış dişlerde simanın, ağız ortamıyla temas halinde olan yüzey alanının kısıtlı olması, su emiliminin muhtemel zararlı ya da yararlı etkilerini azaltabilir.

#### **2.4. Ortodontide Üç Boyutlu Tarayıcıların Kullanımı**

Gelişen teknoloji ve dijital uygulamaların özel muayenehanelere entegrasyonu ile beraber diagnoz ve tedavi planlamasında geleneksel iki boyutlu yaklaşımdan üç boyutlu yaklaşıma doğru bir değişim meydana gelmiştir [245].

Dental arkların üç boyutlu olarak taranması, yaklaşık 30 yıl önce dental restorasyonların yapımı amacıyla bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile birlikte tanıtılmıştır [246]. Bu süre zarfında, üç boyutlu tarama teknolojisinde, sadece ortodonti alanında değil tüm diş hekimliğinde gelişmeler meydana gelmiştir. Dental uygulamalarda kullanılan ağız içi tarayıcı teknolojisi ilk defa 1973 yılında tanıtılmıştır. Birkaç yıl sonra, hasta başında tarama yapılmasına olanak sağlayan tarama cihazı kullanılarak Sirona tarafından üretilen CAD/CAM teknolojisi kullanılmaya başlanmıştır [247, 248]. Bu gelişmeler Cadent tarafından 1999 yılında Orthocad adıyla piyasaya sürülen ilk 3 boyutlu ortodontik tarayıcı sisteminin tanıtılmasına öncülük etmiştir. Bunu takiben sayısız tarama teknolojisi ve cihaz piyasaya sürülmüştür [249].

Dijital tarama teknolojisi ortodonti alanında cihazın özelliklerine, yazılımına, klinisyen ve laboratuvarın tecrübesine bağlı olarak birçok uygulama için kullanılabilir. Masaüstü tarayıcılar ile, alçı modeller ya da ölçülerden maksiller ve mandibular arkların üç boyutlu dijital görüntüleri elde edilmektedir [249]. Ortodontide bu cihazlar tedavi planlaması, indirekt bonding için rehber hazırlanması, palatal ya da lingual aparey dizaynı ve üretilmesi, şeffaf plak sistemleri, ortognatik cerrahi simülasyonu ve splint üretilmesi, dudak damak yarığı olan hastalarda cerrahi tedavi sonuçlarının skorlanması için kullanılmaktadır [250-255].

Dijital taramanın en büyük avantajı teknik hassasiyet gerektiren geleneksel ölçü yöntemlerinin dezavantajları elimine etmesidir [256]. Ölçünün hatalı olmasının nedenleri; materyalin bileşenleri, materyal miktarı, undercutların varlığı, materyalin büzülmesi, alçı dökülme süresi, ölçünün muhafaza edilme koşulları, ölçü materyalinin karıştırılması olarak sıralanabilir. Bu alanda yapılan birçok çalışma, ortodontide

kullanılan dijital modeller ve alçı modellerin güvenilirliği üzerine odaklanmıştır ve iki yöntemin güvenilirliklerinin kıyaslanabilir olduğunu rapor etmiştir [257]. Dentisyonun ağız içi tarama cihazları yardımıyla taranması özellikle çocuk hastalar, dudak damak yarıklı hastalar ve öğürme refleksi olan hastalar için rahatsız edici olabilen ölçü alma işlemini ortadan kaldırmaktadır. Yapılan çalışmalar üç boyutlu intraoral taramanın geleneksel ölçü yöntemlerine göre hasta konforu açısından daha kabul edilebilir olduğunu göstermiştir [258].

Ölçülerden ve alçı modellerden üç boyutlu dijital modeller elde etmek için birçok masaüstü tarayıcı dizayn edilmiştir. Tarama cihazları, taranacak nesnenin yüzeyinin yüksek çözünürlüklü görüntüsünü, lazer ışınları ve birkaç tane dijital kamera yardımıyla oluşturmaktadır. Ölçüler, modeller ve ısırma kayıtları tarama esnasında otomatik olarak dönen ve eğimlenen, etrafı kapalı bir platforma yerleştirilmektedir. Lazer ışını obje üzerine yansıtılmakta ve kameralar ile yüzeyden objenin ayna görüntüsü elde edilmektedir [259].

3Shape firması (Kopenhag, Danimarka) hem alçı modellerin hem de ölçülerin farklı çözünürlükte ve hızda 3 boyutlu olarak taranmasını sağlayan masaüstü tarayıcılar üretmiştir. 3shape R900 tarayıcı mavi LED tarama teknolojisini kullanmaktadır. Bu özelliği, 3Shape R serisinin kırmızı lazer tarama tekniğini kullanan tarayıcılarına göre daha hassas tarama yapabilmesini sağlamaktadır. Tarayıcı, modelin yerleştirildiği hareketli bir tabla ve dört adet 5 megapiksel çözünürlükteki kameradan oluşmaktadır [249]. Cihazın tarama hassasiyeti 15 µm'dir ve alçı model tarama süresi 80 saniye, ölçü tarama süresi ise 130 saniyedir. Ortho Analyzer™ 3Shape'in kazıma ve model oluşturma gibi uygulamalar sunan görüntüleme ve dijital model yazılım paketidir. Bu yazılım oklüzyondaki çatışmaların kontrolü, diş hareketi simülasyonu, çalışma modellerinin fotoğraflarla ya da CBCT görüntülerinden elde edilen DICOM datalarıyla karşılaştırılması, apareylerin ya da restorasyonların dijital olarak tasarlanması gibi uygulamalar da sunmaktadır [245]. R serisi tarayıcılarda STL (Standart Tessellation Language) formatı, 3Shape Ortho Analyzer™ programı aracılığıyla elde edilerek klinisyenin veya teknisyenin analiz yapmasına imkan vermektedir. Ayrıca, STL dosya formatı bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı olan Appliance Designer™ programına aktarılarak aparat dizaynı yapılabilmektedir [249].



### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

Bu tez çalışmasında, ortodontide bantların simantasyonu için kullanılan geleneksel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin materyallerinin fiziksel özelliklerinin *in vitro* koşullarda incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın birinci bölümünde ortodontik bantların iki farklı yöntemle simantasyonundan sonra, diş ve bant yüzeyi arasında oluşabilecek boşlukların yüzey alanları üç boyutlu olarak değerlendirilmiştir. Bu bölümdeki deney aşamaları Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızın ikinci bölümünde ise bu simanların su ve oral asitlerdeki çözünürlük ve sıvı emilim miktarları Bezmialem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmasötik ve Farmakoloji Laboratuvarı ve Analitik Kimya Laboratuvarı'nda değerlendirilmiştir.

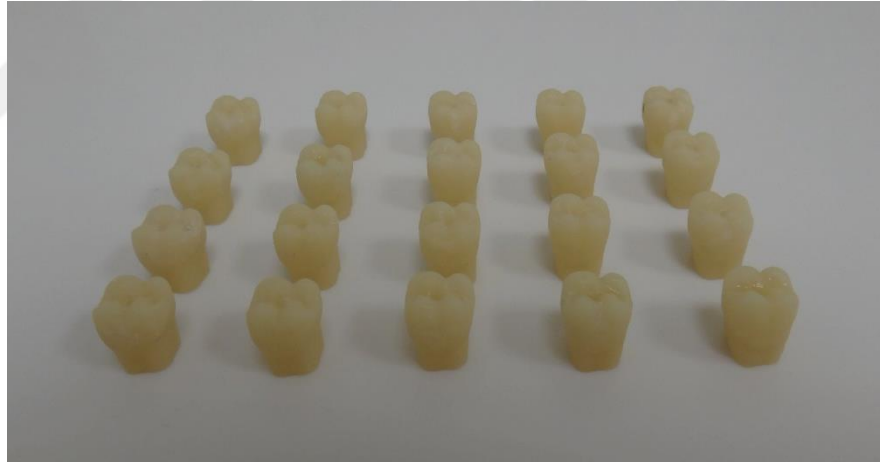
#### **3.1. Alan Ölçümü Yapılacak Örneklerin Hazırlanması**

##### **3.1.1. Diş örneklerinin hazırlanması**

Çalışmamızda, molar dişlerin büyüklük ve anatomik farklılıklarını elimine etmek ve standart boyutlarda diş örnekleriyle çalışabilmek için akrilik esaslı üst sağ birinci molar diş örneği model olarak alınmıştır. Akrilik esaslı diş Cerec Omnicam tarama cihazıyla (Sirona, Bensheim, Almanya) tarandıktan sonra, Cerec feldspatik seramik bloklardan (S3-M 14) Cerec MC XL frezeleme ve aşındırma cihazı kullanılarak (Sirona, Bensheim, Almanya) (Şekil 3.1a, Şekil 3.1b) 20 adet seramik diş örneği elde edilmiştir (Şekil 3.2).



**Şekil 3.1 a)** Seramik diş örneklerinin elde edilmesinde kullanılan tarama cihazı (Cerec Omnicam; Sirona, Bensheim, Almanya) **b)** Frezeleme ve aşındırma cihazı (Cerec MC XL; Sirona, Bensheim, Almanya).



**Şekil 3.2** Feldspatik seramik bloklardan (S3-M 14) hazırlanan 20 adet diş örneği.

### 3.1.2. Bantların simantasyonu

CAD/CAM tekniğiyle standart boyutlarda üretilen dişlere en uygun boyuttaki bant, 39,5 numaralı üst sağ daimi birinci molar diş bantı (M.I.B. Dental, Malmaison, Fransa) olarak belirlenmiştir.

Bantlar söküldükten sonra bant simanlarının diş yüzeylerinde kalabilmesi için simantasyondan önce seramik diş yüzeyleri, %9,6'lık hidroflorik asidin (Ultradent Porcelain Etch, Ultra-dent, ABD) 2 dakika süreyle uygulanmasıyla

pürüzlendirilmiştir (Şekil 3.3). Ardından asit ortamdan uzaklaştırılarak dişler basınçlı su ile yıkanmış ve kurutulmuştur. Bant ve siman arasında izolasyon sağlamak ve simanın diş yüzeyinde kalmasını kolaylaştırmak amacıyla bantların iç yüzeyine lak uygulanmış ve hava ile inceltilerek kuruması beklenmiştir.



**Şekil 3.3** Seramik diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için kullanılan hidroflorik asit (%9,6 Ultradent Porcelain Etch, Ultra-dent, UT, ABD)

Bant simanının servikal bölgeye daha rahat ulaşabilmesi için oklüzal yüzeyde bir bariyer oluşturmak amacıyla üç grupta bantların oklüzal yüzeyleri flaster ile kaplanırken, diğer üç grupta simantasyon sırasında flaster kullanılmamıştır. Bantların iç yüzeyinin tamamı siman ile kaplandıktan sonra bantlar dişlere bant itici ve bant oturtucu yardımıyla yerleştirilmiştir ve siman artıkları pamuk rulo ile temizlenmiştir. Işıkla sertleşen bant simanlarının polimerizasyonu amacıyla kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD), dişlerin oklüzal yüzeylerinden üretici firmanın önerileri doğrultusunda “Xtra power” (3200 mW/cm<sup>2</sup>) modunda her bir kasp için 3 sn olacak şekilde toplam 12 sn uygulanmıştır.

Grup 1: Transbond Plus (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) bantların iç yüzeyine uygulanmıştır ve ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.4).

Grup 2: Transbond Plus (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) bantların iç yüzeyine uygulanmıştır. Bantlar oklüzal yüzeyleri flaster ile kaplanarak dişlere oturtulmuş ve ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.4).

Grup 3: Multi-Cure (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) siman toz ve likidi 1/1 oranında karıştırıldıktan sonra bantların iç yüzeyine uygulanmıştır ve ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.5).

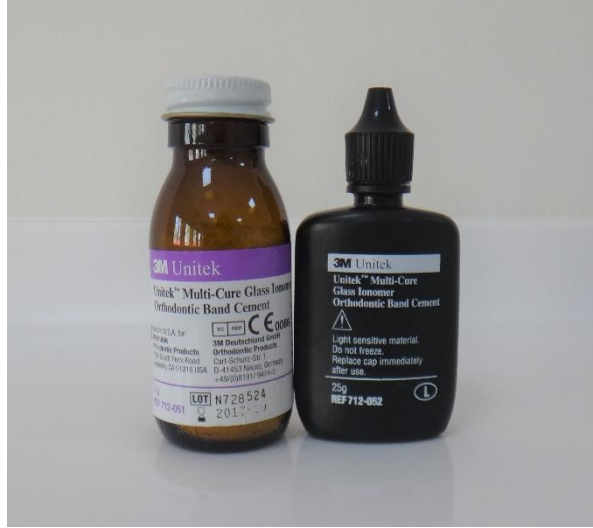
Grup 4: Multi-Cure (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD) siman toz ve likidi 1/1 oranında karıştırıldıktan sonra bantların iç yüzeyine uygulanmıştır. Bantlar oklüzal yüzeyleri flaster ile kaplanarak dişlere oturtulmuş ve ışık ile polimerize edilmiştir (Şekil 3.5).

Grup 5: Ketac Cem (3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya) siman toz ve likidi ½ oranında karıştırıldıktan sonra bantların iç yüzeyine uygulanmıştır ve kimyasal olarak sertleşmesi için 3,5 dakika beklenmiştir (Şekil 3.6).

Grup 6: Ketac Cem (3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya) siman toz ve likidi ½ oranında karıştırıldıktan sonra bantların iç yüzeyine uygulanmıştır. Bantlar oklüzal yüzeyleri flaster ile kaplandıktan sonra dişlere oturtulmuş ve kimyasal olarak sertleşmesi için 3,5 dakika beklenmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.4 Transbond Plus bant adezivi (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD).



**Şekil 3.5** Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı (3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD).



**Şekil 3.6** Ketac Cem radioopaque cam iyonomer yapıştırma simanı (3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya).

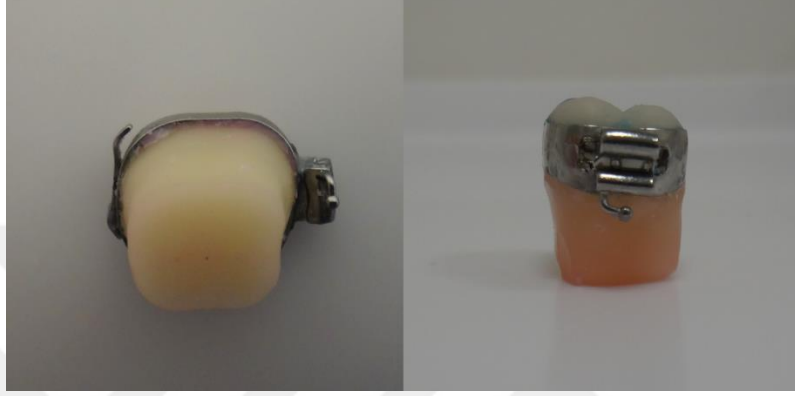
Bantların simantasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda yapılmıştır. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri Tablo 3.1’de gösterilmektedir. Yapılan güç analizi sonucunda %80 güç ve %5 anlamlılık seviyesi için her grupta 20 adet olmak üzere toplamda 120 adet diş bantlanmıştır [6].

**Tablo 3.1** Çalışmada kullanılan bant simanlarının özellikleri.

<b>Ticari Adı</b>	Transbond Plus	Multi-Cure	Ketac Cem
<b>Üretici Firma</b>	3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD	3M Unitek, Monrovia, Kaliforniya, ABD	3M Espe, Gmbh, Seefeld, Almanya
<b>Siman Tipi</b>	Poliasit modifiye kompozit rezin	Rezin modifiye cam iyonomer siman	Geleneksel cam iyonomer siman
<b>Kullanımı</b>	Tek pat	Toz-likit (1/1)	Toz-likit (1/2)
<b>Sertleşme Mekanizması</b>	Işıkla sertleşme 12 saniye (Her kasp için 3 saniye)	Işıkla sertleşme 12 saniye (Her kasp için 3 saniye) Kimyasal sertleşme 5 dakika	Kimyasal sertleşme 3,5 dakika
<b>Adezyon</b>	Mekanik adezyon	Mekanik adezyon Kimyasal adezyon	Kimyasal adezyon
<b>İçerik</b>	2-hidroksi-1,3- dimetakriloksipropan Sitrik asit dimetakrilat oligomer Silan ile işlenmiş cam Silan ile işlenmiş silika	Polikarboksilik asit kopolimeri 2-hidroksietil metakrilat Su Silan ile işlenmiş cam Potasyum persülfat	Cam tozu Polikarboksilik asit Pigmentler Tartarik asit Su Koruyucu maddeler
<b>Doldurucu Miktarı (%)</b>	77,5	65	-

### 3.1.3. Bantların sökülmesi

Servikal bölgede kalan boşluklar polivinil siloksan ölçü materyali ile (Zetaplus putty, Zhermack Clinical, İtalya) bantların servikal sınırı hizasında doldurularak bantların servikal bölgedeki sınırlarının belirlenmesi sağlanmıştır. Daha sonra dişlerin bantın servikal sınırının altında kalan kısımları, eritilmiş pembe mum ile kaplanmıştır (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7** Bantların servikal bölge sınırlarının belirlenmesi ve pembe mum ile kaplanması.

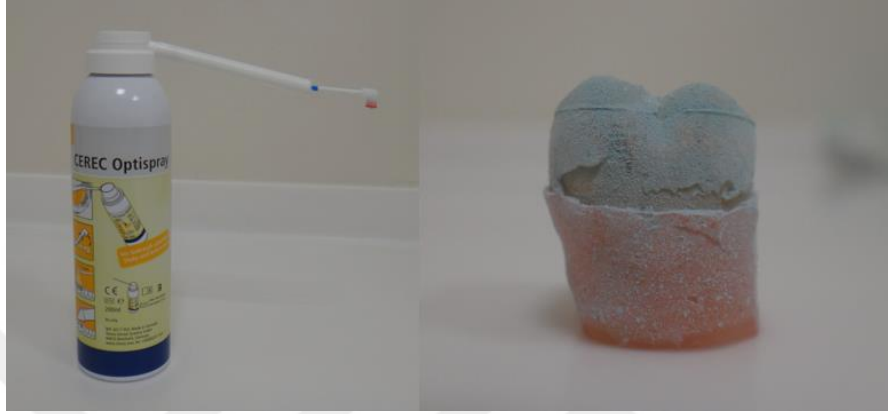
Bant yüzeyinde kalan mumlar temizlendikten sonra bantlar karbon separe ile kesilerek diş yüzeyinden uzaklaştırılmıştır (Şekil 3.8).



**Şekil 3.8** Bantların diş yüzeyinden uzaklaştırılmasından sonra örneklerin görüntüsü.

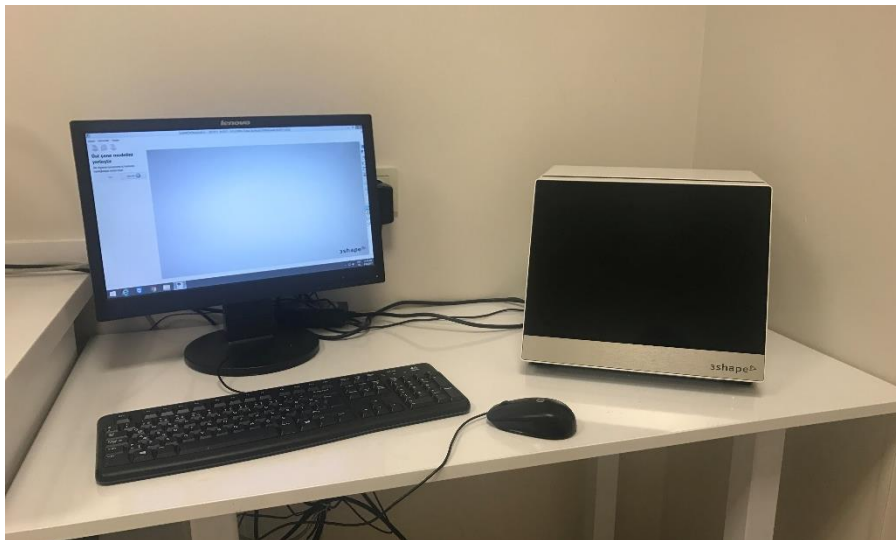
### 3.1.4. Örneklerin üç boyutlu tarayıcı ile taranması

Elde edilen 120 adet örnek, tarama işleminin hassaslığını arttırmak amacıyla yansımayı önleyen özel bir sprey ile (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems, Inc., Almanya) kaplanmıştır (Şekil 3.9)



**Şekil 3.9** Örneklerin Cerec Optispray ile kaplanması (Cerec Optispray, Sirona Dental Systems, Inc., Almanya).

Örnekler 3Shape R900 Dental Tarayıcı (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) ile Scan Orthodontics™ (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) yazılımında taranmıştır. Taranan örnekler, 3Shape Orthoanalyzer™ programı aracılığıyla STL formatında kaydedilmiştir (Şekil 3.10)

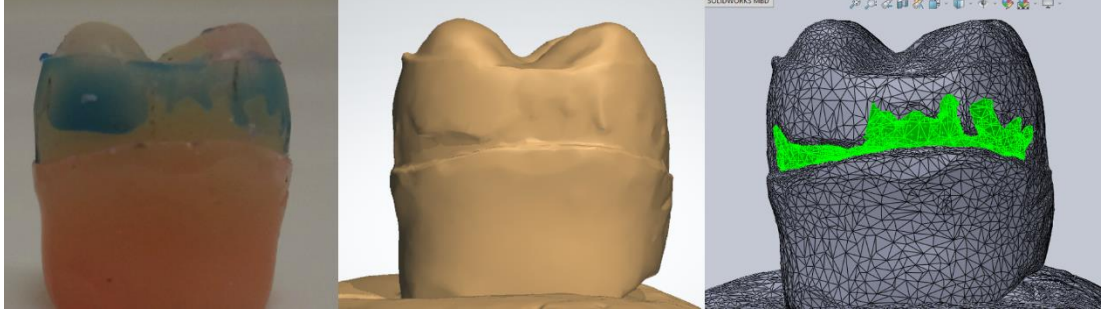


**Şekil 3.10** 3Shape R900 Dental Tarayıcı (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka).



### 3.2. Alan Ölçümlerinin Yapılması

STL formatında kaydedilen dosyalar SolidWorks 2016 programına aktarılarak simanın ulaşamadığı bölgelerin yüzey alanları ölçülmüştür (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 Örneklerin 3Shape R900 ile taranması ve SolidWorks 2016 programında alan ölçümlerinin yapılması.

### 3.3. Çözünürlük ve Emilim Testi Yapılacak Örneklerin Hazırlanması

Çözünürlük ve emilim testlerinde Tablo 3.1’de özellikleri özetlenen materyaller kullanılmıştır.

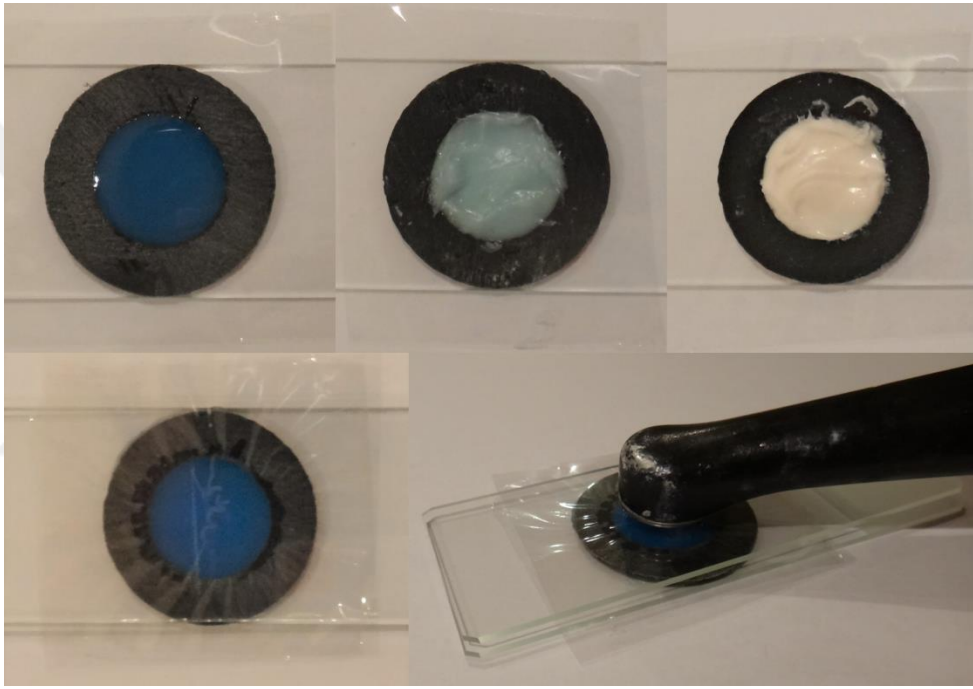
Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması için üç boyutlu yazıcıda fleksi materyalinden ISO 4049:2009 standartlarına uygun olarak üretilen  $15\pm 0,1$  mm çapında ve  $1\pm 0,1$  mm kalınlığında kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması için fleksi materyalinden üretilen kalıplar.

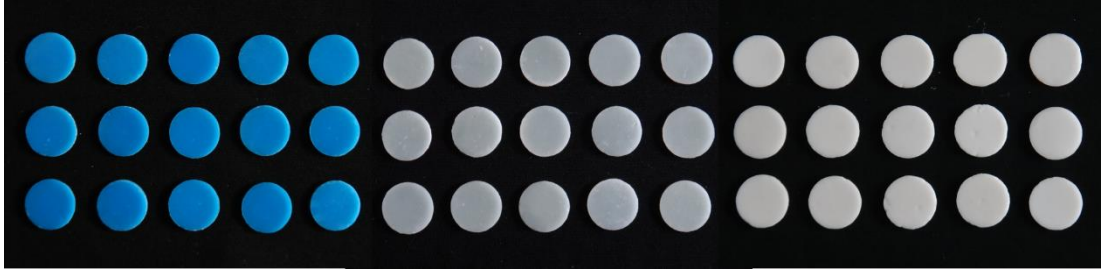
Üretici firmanın direktifleri doğrultusunda karıştırılan simanlar düzgün yüzeyli bir cam üzerine yerleştirilen 1 mm kalınlığındaki kalıplar içine yayılmıştır. Hava kabarcığı oluşumunu önlemek için simanlar kalıpların içine dikkatlice yerleştirilmiş

ve yüzeyleri düzeltilmiştir. Simanların cama yapışmasını önlemek ve oksijen ile temasını minimize etmek için kalıpların alt ve üst yüzeyleri şeffaf poliester film (Mylar, DuPont, Wilmington, ABD) ile izole edilmiştir. Daha sonra fazla materyalin taşması ve yüzeyde porozite oluşmaması için örneklerin üst yüzeyine 1 mm kalınlığında bir cam örtülerek parmak basıncı ile yavaşça bastırılmıştır. Işıkla sertleşen CİS materyallerinin her iki yüzeyine kablosuz yüksek yoğunluklu LED ışık (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) üretici firmanın önerileri doğrultusunda “Xtra power” ( $3200 \text{ mW/cm}^2$ ) modunda uygulanmıştır Geleneksel CİS materyalleri ise polimerize oluncaya kadar 3,5 dakika kalıp içerisinde bekletilmiştir (Şekil 3.13).



**Şekil 3.13** Disk şeklindeki örneklerin hazırlanması.

Polimerize edilmiş örnekler kalıplardan dikkatlice uzaklaştırmıştır. Disklerin kenarlarındaki düzensizlikler 1000-1500 grenli silikon karbit zımpara ile görsel olarak düz bir yüzey elde edilinceye kadar düzeltilmiştir (Şekil 3.14).



**Şekil 3.14** Sırasıyla Transbond plus bant adezivi, Multi-Cure cam iyonomer ortodontik bant simanı ve Ketac Cem Radiopaque cam iyonomer yapıştırma simanı ile hazırlanan örnekler.

Poliasit modifiye kompozit rezin, rezin modifiye cam iyonomer siman ve geleneksel cam iyonomer simanlardan oluşturulan örnekler muhafaza edildikleri ortama göre üç alt gruba (laktik asit, propiyonik asit ve distile su) ayrılmıştır.

Yapılan güç analizi sonucunda %80 güç ve %5 anlamlılık seviyesi için her alt grup için 5 adet, toplamda 45 adet disk yapılmıştır [17].

#### **3.4. Emilim ve Çözünürlük Testinin Uygulanması**

Polimerize edilen örnekler, sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri amacıyla vakumlu etüvde (VacuCell, MMM, Almanya) 37°C’ de 24 saat boyunca bekletilmiştir (Şekil 3.15).



**Şekil 3.15** Örneklerin sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri için kullanılan vakumlu etüv (VacuCell, MMM, Almanya).

Kurutma işleminin ardından örnekler elektronik analitik ölçüm yapan bir terazide (Shimadzu AUW220D, Japonya)  $\pm 0.0001$  g hassaslığında tartılmıştır (Şekil 3.16).



**Şekil 3.16** Elektronik analitik ölçüm yapan hassas tartı (Shimadzu AUW220D, Japonya).

Örneklerin tamamen dehidrate olduğundan emin olmak için bu işlem her bir örneğin ağırlığındaki değişim  $0,1 \text{ mg}'ı$  geçmeyinceye kadar 24 saatlik periyotlarla tekrarlanmıştır ve elde edilen ağırlık sabit kütle ağırlığı (M1) olarak kaydedilmiştir.

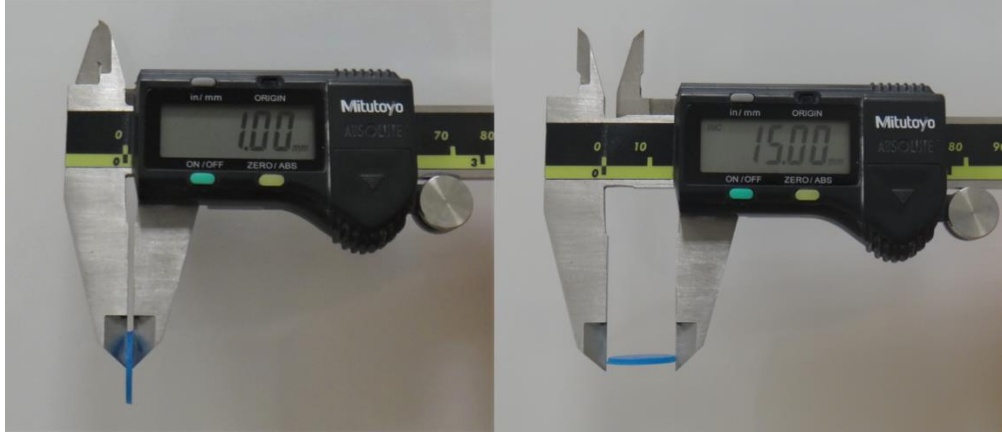
Her bir örneğin çapı ve kalınlığı dijital kumpas (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) ile ölçülmüştür ve örneklerin hacmi aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$V = \pi r^2 \cdot h$$

**V:** Hacim

**r:** Örneğin yarıçapı

**h:** Örneğin kalınlığı



**Şekil 3.17** Örneklerin kalınlığı ve çapı (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya).

Örnekler daha sonra muhafaza edilecekleri sıvılara göre distile su (pH 7), laktik asit (0,01M, pH 4) ve propiyonik asit (0,01M, pH 4) olmak üzere üç alt gruba ayrılmıştır. Örneklerin her biri amber renkli ışık geçirmeyen şişelere sıvıların örneklerin her yerine eşit şekilde temas edebilmesi için ipe asılarak yerleştirilmiştir. Örnekleri içeren şişeler ısısı  $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'ye ayarlanmış etüv (Redline by Binder, FD115, Almanya) içerisinde sırasıyla 1 gün, 7 gün ve 28 gün bekletilmiştir (Şekil 3.18).



**Şekil 3.18** Örneklerin muhafaza edildiği etüv (Redline by Binder, FD115, Almanya).

1. gün sonunda örnekler kağıt havlu ile dikkatlice kurutulmuş ve tekrar tartılmıştır, elde edilen değer  $M2(t)$  olarak kaydedilmiştir. Daha sonra örnekler sabit kütle ağırlıklarını tekrar kazanmaları için vakumlu etüv içerisine konulmuş ve  $M1$  için uygulanan prosedürün aynısı uygulanarak elde edilen değer  $M3(t)$  olarak

kaydedilmiştir. Bundan sonra örnekler tekrar sıvılara konularak aynı prosedür 7 gün ve 28 gün sonunda tekrarlanmıştır.

Örneklerin çözünürlük değerleri aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$W_{\text{çöz}}(\mu\text{g} / \text{mm}_3) = \frac{M1 - M3(t)}{V}$$

Örneklerin emilim değerleri aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$W_{\text{em}}(\mu\text{g} / \text{mm}_3) = \frac{M2(t) - M3(t)}{V}$$

**M1:** Vakumlu etüvde kurutulan örneklerin ilk ağırlıkları

**M2:** 1, 7 veya 28 gün boyunca suda bekletilen örneklerin ağırlıkları

**M3:** Örneklerin ikinci kez kurutulduktan sonraki ağırlıkları

Siman çözünürlük yüzdesi değeri (SL%) örneklerin su, laktik asit ve propiyonik asit solüsyonlarında muhafaza edilmesiyle ortaya çıkan tepkimeye girmemiş monomer miktarını göstermektedir ve aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$SL(\%) = \frac{M1 - M3}{M1} \times 100$$

Örneklerin ağırlık değişimi yüzdesi değeri (Mg%) örnek tarafından absorbe edilen sıvı miktarını göstermektedir ve aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$Mg(\%) = \frac{M2 - M1}{M1} \times 100$$

Absorbe edilen net su, laktik asit ve propiyonik asit yüzdesi (S%) aşağıdaki denklem ile hesaplanmıştır:

$$S(\%) = Mg\% + SL\%$$

### 3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Araştırmada elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for Social Sciences) Windows 22.0 programı kullanılarak analiz edilmiştir ve %95 güven düzeyi ile çalışılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiştir. Verilerin değerlendirilmesinde

tanımlayıcı istatistiksel yöntemler olarak sayı, yüzde, ortalama, standart sapma kullanılmıştır. Normal dağılım gösteren parametrelerin iki bağımsız grup arası karşılaştırmalarında Student t-testi, ikiden fazla bağımsız grup arası karşılaştırmalarda Tek yönlü Anova testi kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann-Whitney U testi, ikiden fazla bağımsız grup arası karşılaştırmalarda Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Kruskal-Wallis testi sonrasında farklılıkları belirlemek üzere tamamlayıcı olarak Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Siman Boşluk Alanları İle İlgili Bulgular

Bantların flaster kullanılmadan yapıştırıldığı örneklerde oluşan siman boşluklarının alan ortalamaları mm<sup>2</sup> cinsinden Tablo 4.1’de gösterilmektedir. Farklı simanlar için alan ortalamaları arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır (p>0.05).

**Tablo 4.1** Flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.

Malzeme	N	Ort	ss	p
Transbond Plus	20	40,93	4,87	
Multi-Cure	20	43,23	3,71	0,209
Ketac Cem	20	43,03	4,75	

\*Tek yönlü varyans analizi

Bantların flaster kullanılarak yapıştırıldığı örneklerde oluşan siman boşluklarının alan ortalamaları mm<sup>2</sup> cinsinden Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Farklı simanlar için alan ortalamaları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p>0.05).

**Tablo 4.2** Flaster kullanılarak yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.

Malzeme	N	Ort	ss	p
Transbond Plus	20	20,79	4,66	
Multi-Cure	20	19,21	4,23	0,410
Ketac Cem	20	21,05	5,09	

\*Tek yönlü varyans analizi



Flaster kullanılan ve kullanılmayan grupların siman boşluklarının alan ortalamaları karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan fark anlamlı bulunmuştur ( $p=0.000$ ,  $p=0.000$ ,  $p=0.000$ ) (Tablo 4.3). Ancak, yapıştırma şekli-siman kombinasyonlarının hiçbirinde simanın bant altındaki tüm yüzeyi doldurduğu bir örnek bulunmamaktadır.

**Tablo 4.3** Farklı yöntemler kullanılarak yapıştırılan örneklerin boşluk alanlarının karşılaştırılması.

Malzeme	Simantasyon Yöntemi	N	Ort	ss	p
Transbond Plus	Flastersiz	20	40,93	4,87	0,000
	Flasterli	20	20,79	4,66	
Multi-Cure	Flastersiz	20	43,23	3,71	0,000
	Flasterli	20	19,21	4,23	
Ketac Cem	Flastersiz	20	43,03	4,75	0,000
	Flasterli	20	21,05	5,09	

\*Student t-testi

#### 4.2. Çözünürlük ve Emilim Değerlerinin Karşılaştırılması İle İlgili Bulgular

Materyallerin farklı ortamlardaki çözünürlük değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında, 1. gün, 7. gün, 28. Günde en yüksek çözünürlük değerlerini gösteren siman Ketac Cem'dir. Ketac Cem'i Multi-Cure ve Transbond Plus takip etmektedir. Ancak, laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında 1. gün, 7. gün ve 28. günde simanların çözünürlük değerleri arasındaki fark, propiyonik asidin 7. günü hariç ( $p=0,018$ ) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Propiyonik asit ortamının 7. gününde gözlenen farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Buna göre; Ketac Cem'in 7. gündeki çözünürlük değeri ( $24,74\pm 7,32$ ), Transbond Plus'ın 7. gündeki çözünürlük değerinden ( $12,86\pm 7,36$ ) ve Multi-Cure'un 7. gündeki çözünürlük değerinden ( $14,98\pm 1,91$ ) daha yüksek bulunmuştur.

Transbond Plus ve Multi-Cure simanların çözünürlük değerleri laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında 1. günden 28. güne doğru istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Ketac Cem simanın ise çözünürlük değerleri, tüm ortamlarda 1. günden 28. güne doğru artış göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı tek fark laktik asit ortamında kaydedilmiştir ( $p = 0,007$ ).

**Tablo 4.4** Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama çözünürlük değerleri ( $W_{\text{çöz}}$ ).

Ortam	Malzeme	1. gün		7. gün		28. gün		p	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss		
Laktik asit	Transbond Plus	10,97	5,40	16,94	6,86	24,88	6,23	<b>0,007</b>	<b>1-3</b>
	Multi-Cure	14,52	2,17	23,94	4,20	27,46	10,53	<b>0,015</b>	<b>1-3</b>
	Ketac Cem	15,31	0,94	26,14	6,37	32,62	5,70	<b>0,007</b>	<b>1-3</b>
	<b>p</b>	0,181		0,101		0,208			
Propiyonik asit	Transbond Plus	8,40	4,07	12,86	7,36	18,94	4,16	<b>0,007</b>	<b>1-3</b>
	Multi-Cure	9,67	2,63	14,98	1,91	20,05	3,68	<b>0,007</b>	<b>1-3</b>
	Ketac Cem	14,90	13,35	24,74	7,32	28,74	7,19	0,074	
	<b>p</b>	0,543		<b>0,018</b>		0,063			
			<b>3 &gt; 1</b>						
			<b>3 &gt; 2</b>						
Distile su	Transbond Plus	8,43	4,88	11,51	6,98	14,96	9,07	<b>0,015</b>	<b>1-3</b>
	Multi-Cure	11,98	1,66	14,51	1,24	15,46	1,16	<b>0,015</b>	<b>1-3</b>
	Ketac Cem	12,50	10,17	18,32	5,92	20,29	5,33	0,074	
	<b>p</b>	0,527		0,326		0,340			

\*Kruskal Wallis H-Testi

Tablo 4.5'te tüm simanlar için en yüksek çözünürlük değerlerinin laktik asit ortamında muhafaza edilen örneklerde kaydedildiği görülmektedir. Ancak, bu fark Transbond Plus siman için istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). Farklı ortamlarda

elde edilen çözünürlük değerleri arasındaki fark; Multi Cure siman için 1. ve 7. günlerde ( $p=0,026$ ,  $p=0,007$ ), Ketac Cem siman için ise 28. günde ( $p=0,016$ ) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

**Tablo 4.5** Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması ( $W_{\text{çöz}}$ ).

Malzeme	Ortam	1. gün		7. gün		28. gün	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Transbond Plus	Laktik asit	10,974	5,408	16,942	6,868	24,888	8,035
	Propiyonik asit	8,402	4,072	12,864	7,364	18,946	2,412
	Distile su	8,436	4,886	11,510	6,988	14,966	5,270
	<b>p</b>	0,543		0,403		0,125	
Multi-Cure	Laktik asit	14,520	2,173	23,946	4,204	27,462	10,533
	Propiyonik asit	9,678	2,630	14,980	1,919	20,056	3,689
	Distile su	11,986	1,662	14,514	1,244	15,462	1,168
	<b>p</b>	<b>0,026</b>		<b>0,007</b>		0,085	
		<b>1 &gt; 2</b>		<b>1 &gt; 2</b>			
		<b>1 &gt; 3</b>		<b>1 &gt; 3</b>			
Ketac Cem	Laktik asit	15,316	0,948	26,144	6,372	32,628	5,705
	Propiyonik asit	14,902	13,353	24,748	7,326	28,744	7,198
	Distile su	12,508	10,175	18,326	5,922	20,298	5,333
	<b>p</b>	0,196		0,181		<b>0,016</b>	
					<b>1 &gt; 3</b>		
					<b>2 &gt; 3</b>		

\*Kruskal Wallis H-Testi

Materyallerin farklı ortamlardaki emilim değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir. Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında 1. gün, 7. Gün ve 28. günde simanların emilim değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p=0,002$ ). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Buna göre; tüm ortamlarda ve tüm zamanlarda en yüksek emilim

değerlerini gösteren siman Multi-Cure'dur. Multi-Cure simanı Ketac Cem takip etmektedir. En düşük emilim değerlerini ise Transbond Plus göstermiştir.

**Tablo 4.6** Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama emilim değerleri ( $W_{em}$ ).

Ortam	Malzeme	1. gün		7. gün		28. gün	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Laktik asit	Transbond Plus	17,60	3,07	34,66	1,71	33,77	8,03
	Multi-Cure	139,46	7,04	168,04	23,07	156,45	13,41
	Ketac Cem	63,63	2,70	69,47	5,12	75,65	2,63
	<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>	
		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>	
		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>	
		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>	
	Transbond Plus	15,29	2,93	35,86	3,67	35,61	2,41
	Multi-Cure	144,23	16,80	157,20	17,10	158,50	17,97
	Ketac Cem	63,62	12,08	77,35	13,41	82,21	9,73
<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		
	<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		
	<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		
	<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		
Propiyonik asit	Transbond Plus	16,34	3,53	37,18	3,87	38,91	5,27
	Multi-Cure	161,89	16,66	170,06	11,90	176,05	12,86
	Ketac Cem	70,15	14,87	78,21	12,55	88,20	14,82
	<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>	
		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>	
		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>	
		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>	
	Transbond Plus	16,34	3,53	37,18	3,87	38,91	5,27
	Multi-Cure	161,89	16,66	170,06	11,90	176,05	12,86
	Ketac Cem	70,15	14,87	78,21	12,55	88,20	14,82
<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		
	<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		
	<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		
	<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		

\*Kruskal Wallis H-Testi

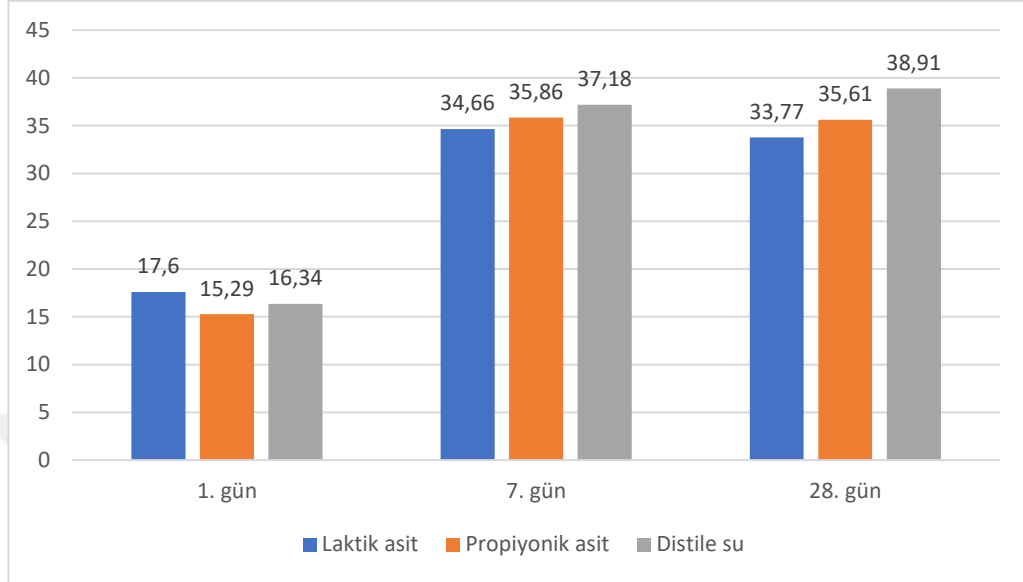
Tablo 4.7’de Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlar için farklı ortamlardaki emilim değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı görülmektedir ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.7** Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki emilim değerlerinin karşılaştırılması ( $W_{em}$ ).

Malzeme	Ortam	1. gün		7. gün		28. gün	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Transbond Plus	Laktik asit	17,600	3,079	34,662	1,715	33,778	8,035
	Propiyonik asit	15,296	2,933	35,860	3,679	35,612	2,412
	Distile su	16,340	3,536	37,186	3,875	38,914	5,270
	<b>p</b>	0,221		0,432		0,379	
Multi-Cure	Laktik asit	139,468	7,041	168,046	23,072	156,456	13,418
	Propiyonik asit	144,236	16,805	157,204	17,103	158,502	17,970
	Distile su	161,892	16,665	170,062	11,905	176,054	12,867
	<b>p</b>	0,069		0,512		0,085	
Ketac Cem	Laktik asit	63,630	2,706	69,470	5,129	75,652	2,634
	Propiyonik asit	63,626	12,084	77,358	13,414	82,218	9,739
	Distile su	70,150	14,879	78,212	12,550	88,202	14,821
	<b>p</b>	0,336		0,403		0,160	

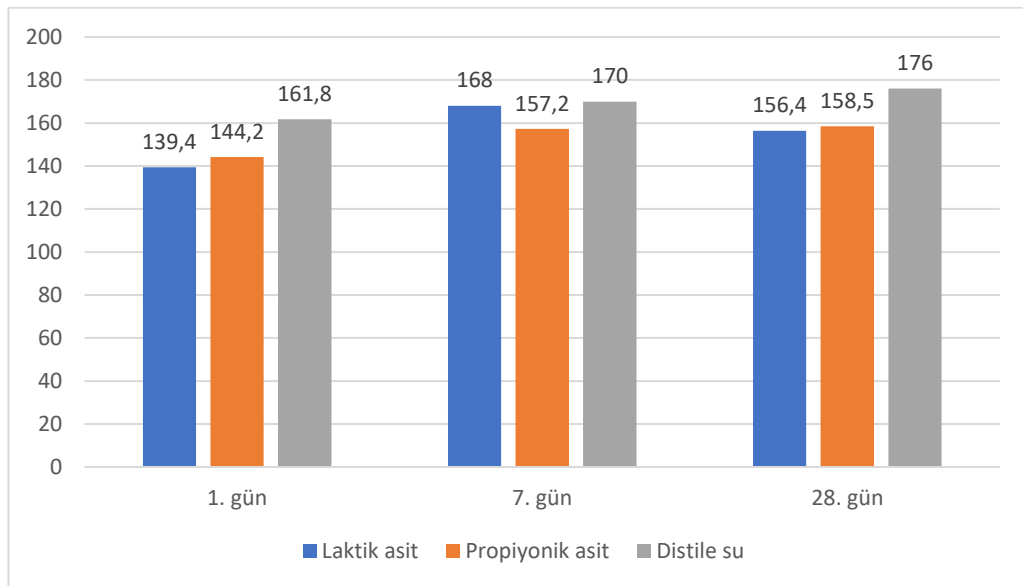
\*Kruskal Wallis H-Testi

Şekil 4.1’de Transbond Plus simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki emilim miktarları görülmektedir. Emilimin büyük bir kısmının ilk 7 günde meydana geldiği görülmektedir.



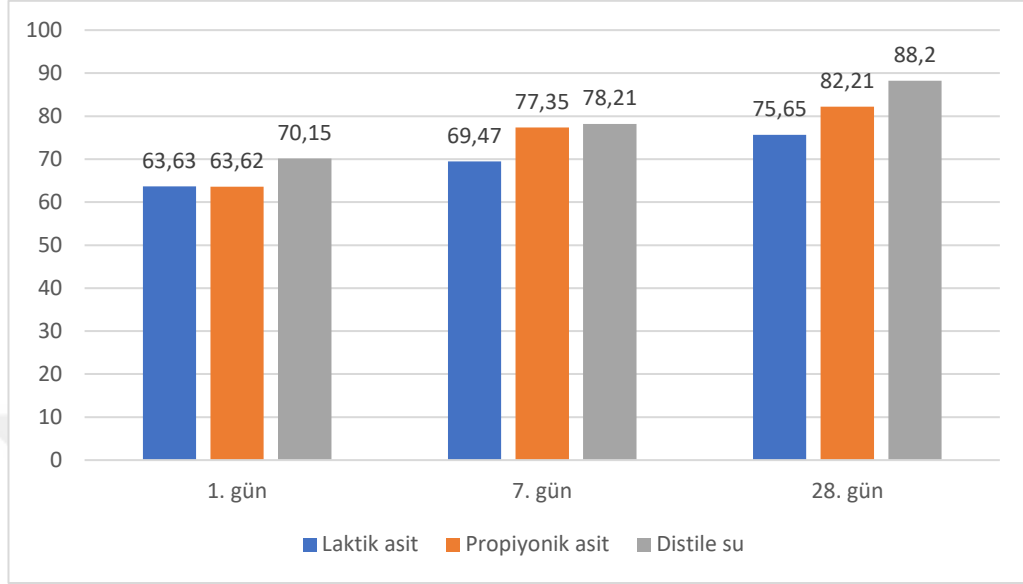
**Şekil 4.1** Transbond Plus simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği.

Şekil 4.2’de Multi-Cure simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki emilim miktarları görülmektedir. Emilimin büyük bir kısmının 1. günde meydana geldiği görülmektedir.



**Şekil 4.2** Multi-Cure simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği.

Şekil 4.3'te Ketac Cem simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki emilim miktarları görülmektedir. Emilimin büyük bir kısmının 1. günde meydana geldiği görülmektedir.



**Şekil 4.3** Ketac Cem simanın farklı ortamlardaki emilim karakteristiği.

Materyallerin farklı ortamlardaki net emilim değerleri Tablo 4.8'de verilmiştir. Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen simanların 1. gün, 7. gün ve 28. Gündeki net emilim değerleri arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur. ( $p=0,002$ ). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek üzere Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Buna göre; tüm ortamlarda ve tüm zamanlarda en yüksek net emilim değerlerini gösteren siman Multi-Cure'dur. Multi-Cure simanı Ketac Cem takip etmektedir. En düşük net emilim değerlerini ise Transbond Plus göstermiştir.

**Tablo 4.8** Laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında muhafaza edilen örneklerin 1. 7. ve 28. güne ait ortalama net emilim değerleri (S%)

Ortam	Malzeme	1. gün		7. gün		28. gün	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Laktik asit	Transbond Plus	0,904	0,150	2,354	0,306	2,620	0,261
	Multi-Cure	8,436	0,734	11,124	1,626	11,072	1,525
	Ketac Cem	3,268	0,205	4,338	0,150	5,392	0,616
	<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>	
		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>	
		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>	
		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>	
Propiyonik asit	Transbond Plus	0,786	0,138	2,274	0,362	2,496	0,240
	Multi-Cure	8,774	1,522	10,202	1,649	10,638	1,759
	Ketac Cem	3,280	0,599	4,118	0,467	5,524	0,815
	<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>	
		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>	
		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>	
		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>	
Distile su	Transbond Plus	0,842	0,175	2,360	0,382	2,608	0,477
	Multi-Cure	9,950	1,282	11,262	1,055	11,802	1,057
	Ketac Cem	3,068	1,455	4,178	1,151	5,036	1,278
	<b>p</b>	<b>0,002</b>		<b>0,002</b>		<b>0,002</b>	
		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>		<b>2 &gt; 1</b>	
		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>		<b>3 &gt; 1</b>	
		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>		<b>2 &gt; 3</b>	

\*Kruskal Wallis H-Testi



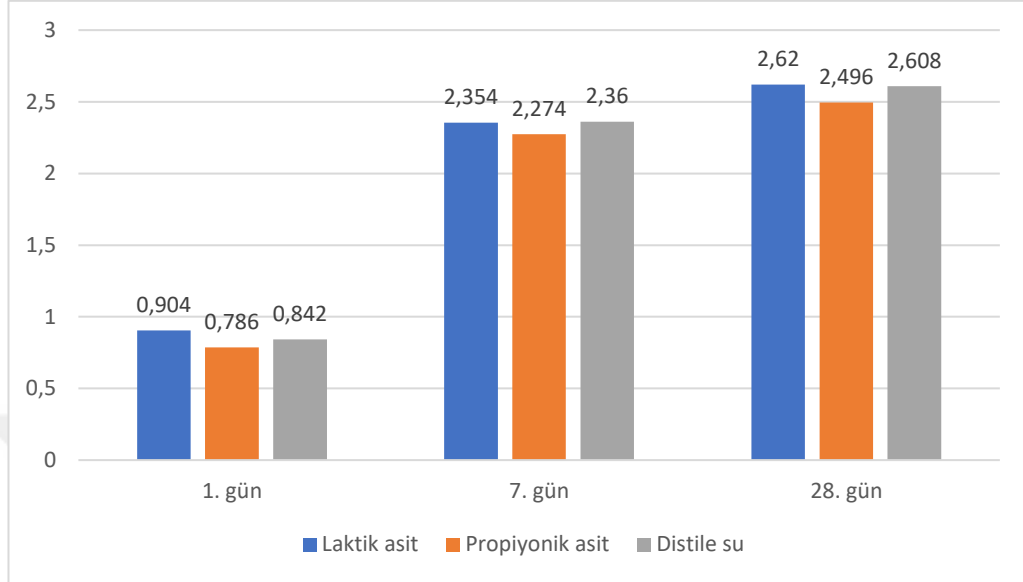
Tablo 4.9’da Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlar için farklı ortamlardaki net emilim değerleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığı görülmektedir ( $p>0,05$ ).

**Tablo 4.9** Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarının farklı ortamlardaki net emilim değerlerinin karşılaştırılması (S%).

Malzeme	Ortam	1. gün		7. gün		28. gün	
		Ort	ss	Ort	ss	Ort	ss
Transbond Plus	Laktik asit	0,904	0,150	2,354	0,306	2,620	0,261
	Propiyonik asit	0,786	0,138	2,274	0,362	2,496	0,240
	Distile su	0,842	0,175	2,360	0,382	2,608	0,477
	<b>p</b>	0,162		0,898		0,692	
Multi-Cure	Laktik asit	8,436	0,734	11,124	1,626	11,072	1,525
	Propiyonik asit	8,774	1,522	10,202	1,649	10,638	1,759
	Distile su	9,950	1,282	11,262	1,055	11,802	1,057
	<b>p</b>	0,101		0,395		0,230	
Ketac Cem	Laktik asit	3,268	0,205	4,338	0,150	5,392	0,616
	Propiyonik asit	3,280	0,599	4,118	0,467	5,524	0,815
	Distile su	3,068	1,455	4,178	1,151	5,036	1,278
	<b>p</b>	0,613		0,340		0,655	

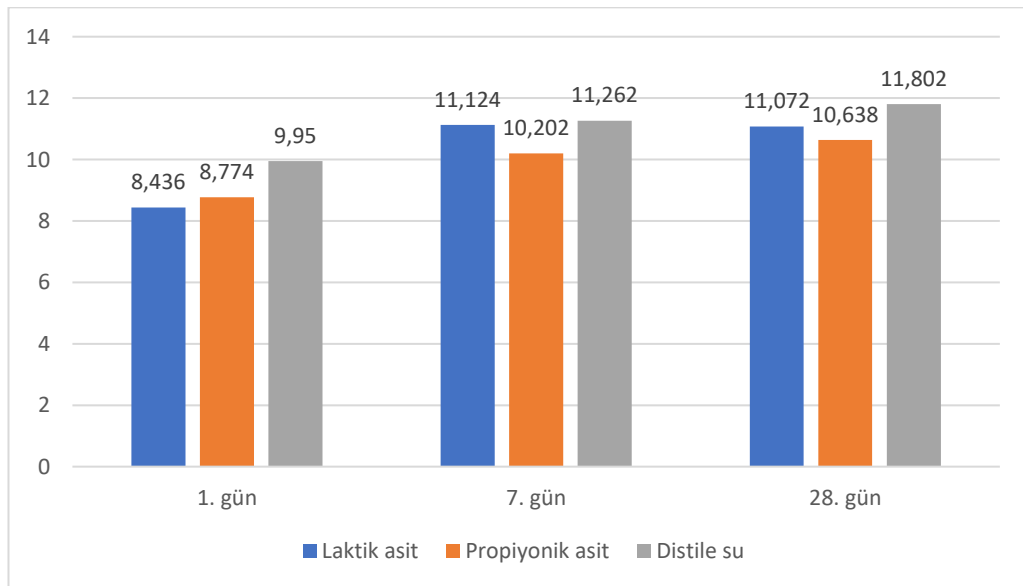
\*Kruskal Wallis H-Testi

Şekil 4.4'te Transbond Plus simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki net emilim değerleri görülmektedir. Net emilimin büyük bir kısmının ilk 7 günde meydana geldiği görülmektedir.



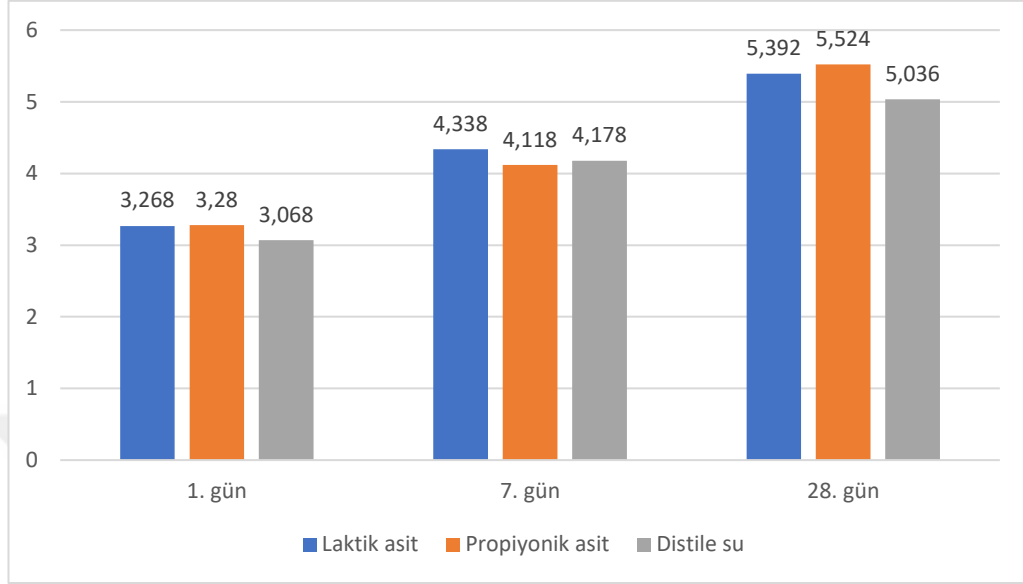
Şekil 4.4 Transbond Plus simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği.

Şekil 4.5'te Multi-Cure simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki net emilim değerleri görülmektedir. Net emilimin büyük bir kısmının 1. günde meydana geldiği görülmektedir.



Şekil 4.5 Multi-Cure simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği.

Şekil 4.6’da Ketac Cem simanın laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında farklı zamanlardaki net emilim değerleri görülmektedir. Net emilimin büyük bir kısmınının 1. günde meydana geldiği görülmektedir.



**Şekil 4.6** Ketac Cem simanın farklı ortamlardaki net emilim karakteristiği.

Literatürde materyallerin sıvı emiliminin iki ayrı formül ile değerlendirildiği görülmektedir (hacme göre emilim ( $W_{em}$ ) ve net emilimi ( $S\%$ )) [17, 260]. Çalışmamızda bu iki formül temel alınarak sonuçlar ayrı ayrı hesaplanmıştır. Bu iki farklı formül ile ulaşılan sonuçların benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir.

## 5. TARTIŞMA

### 5.1. Amacın Değerlendirilmesi

Klinik çalışmalar sabit ortodontik tedavi sırasında bant uygulanan hastalarda periodontal enflamasyonun ve mine dekalsifikasyonun önemli bir komplikasyon olduğunu bildirmektedir [261-263]. Bu durumun tek sebebi bantlara lehimlenmiş ataşmanların plak ve bakteri tutulumu için uygun alan oluşturması değildir. Bant ve diş arasında özellikle dişlerin servikal bölgelerinde kalan siman boşlukları da dental plak için retansiyon alanları oluşturmaktadır [6]. Ramoğlu ve ark. geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezin ile simante edilen bantların altında kalan siman boşluklarını, dişlerin bukkal ve lingual yüzeyleri için değerlendirmiştir. Ölçümler, dişlerden bukkolingual yönde kesit alınarak boşluğun derinliğinin ölçülmesi şeklinde yapılmıştır [8]. Randlanski ve ark. ise iki farklı poliasit modifiye kompozit rezin siman ile simante ettikleri bantların altında kalan siman boşluklarının yüzdesel olarak dağılımını incelemiştir [6]. Ancak servikal bölgede oluşabilecek muhtemel boşlukların yüzey alanlarının sayısal ölçümünü değerlendiren bir çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Radlanski ve ark. ortodontik bantların yapıştırılması esnasında bant simanının dişin koronal bölgesine servikal bölgeye kıyasla daha iyi bir şekilde ulaştığını rapor etmiştir. Bunun nedeninin, dişin ekvator hattının daha geniş olmasından dolayı bantın oturtulması esnasında simanın daha çok koronal bölgeden taşması, bu nedenle servikal bölgeye simanın yeterince ulaşamaması olduğunu belirtmişlerdir [6]. Bant simantasyonu esnasında simanın servikal bölgeye daha iyi ulaşabilmesi için bantın oklüzal yüzeyinin kapatılması önerilmiştir [18]. Literatürde bant simantasyonu esnasında bantın oklüzal yüzeyinin simanın oklüzal bölgeden kaçmasını engelleyecek şekilde kaplanmasının, servikal bölgede oluşan siman boşluklarını ne kadar azalttığı ya da etkin bir şekilde azaltıp azaltmadığına dair bir çalışma mevcut değildir.

Bagheri ve ark. materyalin ağız içinde bozunmasını mekanik ve kimyasal sebeplere dayandırmıştır [264]. Bant veya restorasyon, simante edildikten sonra, pH dalgası, ısı değişimi, tükürük, enzimler ve organik asitler gibi faktörlerle karşı karşıya kalacaktır. Buna istinaden, simanın ilk olarak kimyasal bileşiminde bozunma meydana geldiğini, bunun da mekanik bozunmayı etkilediğini düşünmek makuldür

[265]. Bu nedenle kimyasal bozunma hakkındaki çalışmalar, bant simanlarının klinik ömürlerini öngörmek açısından önemlidir.

Dental yapıştırma simanlarının oral sıvılarda çözünmesi, ortodontik bantlar ve sabit protezler altında oluşan mine demineralizasyonun ve hatta çürük oluşumunun en önemli nedenlerinden biridir. Bununla birlikte simanların oral sıvılarda çözünmesi simanın eğilme dayanımı, Vickers sertlik derecesi ve mekanik stabilitesi gibi fiziksel özelliklerini de etkileyerek ortodontik bantların desimantasyonuna neden olabilmektedir [15]. Bu nedenle sabit protez veya ortodontik bantların simantasyonu için ağız ortamındaki olumsuz faktörlerden mümkün olan en az seviyede etkilenen materyalin seçimi önem arz etmektedir.

Yapıştırma simanlarının çözünürlük ve emilim karakteristikleri üzerine birçok araştırma yapılmıştır [11, 17, 212, 266]. Ancak yapılan çalışmaların çoğu simanların distile sudaki çözünürlük ve emilim karakteristiklerini incelemiştir. Çok az sayıda çalışma dental plakta üretilen asitlerin simanlar üzerindeki etkilerini incelemiştir. Geddes ve ark. ile De Gee ve ark. laktik asit ve diğer asitlerin polimer esaslı rezin materyallerin fiziksel özelliklerini olumsuz yönde etkilediğini rapor etmiştir [267, 268]. Bu asitlerin farklı bant simanları üzerindeki etkilerinin incelenmesi, bant simanlarının ağız içindeki ömürleri hakkındaki bilgimizi arttırabilir. Bu nedenle bant simanlarının su çözünürlüğü ve emiliminin yanında, laktik asit ve propiyonik asit gibi oral asitlerdeki çözünürlük ve emilim karakteristiklerinin de araştırılması önemlidir.

Bu tez çalışmasındaki amacımız, oklüzal yüzeyi flaster ile kaplanarak ve kaplanmadan farklı bant simanları ile simante edilen bantların altında oluşan boşlukların yüzey alanlarının değerlendirilmesi ve aynı bant simanlarının oral asitlerde ve sudaki çözünürlük ve emilim karakteristiklerinin karşılaştırılmasıdır.

## **5.2. Gereç ve Yöntemin Değerlendirilmesi**

### **5.2.1. Siman boşluk alanlarının ölçümü ile ilgili gereç ve yöntemin değerlendirilmesi**

Literatüre bakıldığında ortodontik bantların ve simanların incelendiği *in vitro* çalışmalarda, kolay bulunabilen dişler olması nedeniyle genellikle alt üçüncü molar dişlerin kullanıldığı görülmektedir. Ancak, hem üçüncü molarlar için bant üretilmiyor olması hem de üçüncü molarların morfolojilerinin çeşitlilik göstermesi çalışmanın

sonuçlarını etkileyebilmektedir [8, 75, 168, 269]. Radlanski ve ark. farklı bant ve bant simanlarını değerlendirdikleri çalışmalarında standart dış örnekleri elde etmek amacıyla bir alt ve bir üst molar dişin ölçüsünü almışlardır. Daha sonra bu ölçünün içerisine transparan epoksi rezin materyali dökerek dişlerin şeffaf kopyalarını elde etmişlerdir [6]. Çalışmamızda standart boyutlarda diş örnekleriyle çalışabilmek için bantlar, seramik bloklardan CAD/CAM yardımıyla üretilmiş dişlere simante edilmiştir. Ancak minenin ve feldspatik seramiğin yüzey enerjisi ve ıslanabilirliğinin birbirinden farklı olması muhtemeldir. Bu nedenle simanın mine yüzeyindeki yayılma miktarı ile feldspatik seramik yüzeyindeki yayılma miktarı değişkenlik gösterebilir. Ayrıca bantın iç yüzeyine uyguladığımız izolasyon materyali de simanın bant yüzeyindeki yayılma miktarını etkileyebilir. Bu nedenle bantlar doğal dişler kullanılarak ve bantın iç yüzeyine izolasyon materyali uygulanmadan simante edilmiş olsaydı farklı sonuçlar elde edileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Literatürde molar dişlerin ekvator bölgesinin daha geniş olmasından dolayı bant simantasyonu sırasında simanın oklüzalden taşıdığı, bu nedenle simanın servikal bölgeye daha az ulaştığı konusunda fikir birliği mevcuttur [6, 8, 35]. Bazı araştırmacılar simantasyon sırasında simanın oklüzalden taşma miktarını azaltmak için bir bariyer (örn; flaster) kullanılmasını önermektedir [8, 18]. Bazı çalışmalarda ise herhangi bir bariyer kullanımından bahsedilmemektedir [6, 35, 164]. Literatürdeki farklı uygulamalardan dolayı çalışmamızda, simantasyon üç grupta flaster kullanarak diğer üç grupta ise flaster kullanılmadan yapılmıştır.

Ramoğlu ve ark. flaster kullanarak molar bantı yapıştırdıkları dişlerin bukkal ve lingual yüzeylerindeki siman boşluklarını değerlendirmiştir [8]. Bantları simante ettikten sonra dişleri kronları tabanda olacak şekilde kalıplara yerleştirerek servikal bölgedeki boşlukları siyah alçı ile doldurulmuşlardır. Daha sonra dişlerden bukkolingual yönde kesit alarak, siman boşluklarının derinliğini stereomikroskop altında dijital kumpas yardımıyla ölçmüşlerdir. Radlanski ve ark. ise bant yapıştırdıkları molar dişleri renkli rezine gömerek bant altında kalan siman boşluklarının bu rezin ile dolmasını sağlamışlardır [6]. Dişleri daha sonra bukkal, palatal, distal ve mezial olmak üzere dört segmente ayırıp, stereomikroskop altında incelemişlerdir. Simanın ulaşamadığı alanların stereomikroskop altında elde edilen görüntülerini Image C programına aktararak analiz etmişlerdir. Yukarıda bahsi geçen çalışmaların limitasyonlarından biri, alçı ya da renkli rezin gibi materyallerin bant

altındaki küçük boşlukları tamamen dolduramaması olarak düşünülebilir. Bu nedenle çalışmamızda bant altında kalan boşluklar herhangi bir materyal ile doldurulmamış, bantın servikal sınırı belirlenerek boşluğun alanı direkt olarak ölçülmüştür.

Dental amaçla kullanılan ağız içi ve masaüstü üç boyutlu tarayıcıların bir kısmı objeyi orijinal renginde tarayabilmektedir. Taranan objeler üzerinde analiz yapabilmek için kullanılan yazılımlarda doğrusal ve açısal ölçümler yapılabilmesine rağmen yüzey alanı ölçümü yapılamamakta ya da belirli kısıtlamalarla gerçekleştirilebilmektedir. Bunun yanı sıra, Ortho Analyzer<sup>TM</sup> programında objenin kesiti alınarak alan ölçümü yapılabilmektedir. Dental ölçüm programlarıyla, taranan objelerin görüntüsü üzerinde alan ölçümü gerçekleştirilemediğinden, tarama verilerinin STL formatında bu ölçümü gerçekleştirebilmeyi mümkün kılan programlara aktarılması gerekmektedir.

Piyasadaki çoğu CAD yazılımı STL dosyası oluşturabilmekte ve genellikle prototip oluşturma amacıyla kullanılmaktadır. STL dosya oluşumu üçgenleme olarak da bilinmektedir. STL üçgenlemesi oluşturmak için gerekli algoritmalar oldukça hassastır ve büyük bir veri kümesi aktarılsa bile yüzey hassas bir şekilde oluşturulabilmektedir. Ancak STL dosya formatı yalnızca üçgen yüzeylerin kapsamlı bir dökümünden oluşmaktadır. Bu yüzeyler, katı maddenin dış yüzeyinin ve üçgenin üç köşesinin koordinatlarından oluşmaktadır. [270, 271]. Ancak STL formatının bir dezavantajı, yüzeyi üçgenlerden oluşan bir bütüne çevirerek topografyayı basitleştirmesinden kaynaklı bir miktar yüzey verisi kaybına yol açması ve yüzey rengini korumamasıdır. Çalışmamızda da STL formatında çalışmak benzer şekilde taranan objenin renk içermeyen şekle dönüşmesine neden olmuştur ve bir miktar veri kaybı gerçekleşmiştir. Bu bilgilerden yola çıkarak, dental yazılımlar geliştiren üreticilerin, yüzey alanını daha hassas şekilde ölçmeyi mümkün kılan araçlar eklemeleri önerilebilir.

Çalışmamızda kullanılan SolidWorks programında, yüzey alanı ölçümü yapılabilmesi için öncelikle üç boyutlu objenin ağ yapısı oluşturulmaktadır. Bu ağ yapısı taranan modelin boyutuna ve geometrisine bağlı olarak küçük üçgenlerden oluşmaktadır. Alan ölçümü bu üçgenlerin tek tek seçilip toplanmasıyla gerçekleştirilmektedir. STL formatına dönüştürülmesiyle, yüzey alanında bir miktar veri kaybı gerçekleşen objede, yüzey alanı seçilirken gerçeği yansıtan kontur hassasiyetini sağlamak mümkün olmadığından ikinci bir veri kaybı gerçekleşmektedir. Bu da ölçüm metodunun hassasiyetinde bir miktar azalmaya yol açmaktadır.

### 5.2.2. Çözünürlük ve emilim testleri ile ilgili gereç ve yöntemin değerlendirilmesi

Literatürde, restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüğünü değerlendiren laboratuvar çalışmaları için önerilen ISO 4049:1994, ISO 4049:1998, ISO 4049:2000 veya ISO 4049:2009 (International Organization for Standardization) rehberleri referans alınmıştır. Bazı çalışmalarda ISO 4049 ile birlikte ADA'nın (American Dental Association) çinko fosfat simanlar için belirlediği No:8 (1978) veya ADA'nın rezin bazlı restoratif materyaller için belirlediği No:27 (1977) kullanılmıştır [11, 17, 272-275]. Bu çalışmanın emilim ve çözünürlük deneyleri, restoratif materyallerin laboratuvar çalışmaları için önerilen ISO 4049:2009 standardizasyon yöntemi kullanılarak yapılmıştır.

Dental restoratif materyallerin emilim ve çözünürlük özelliklerinin incelendiği çalışmalarda, elde edilen çözünürlük veya emilim değerleri farklı çalışmalarda  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ,  $\text{mg}/\text{mm}^3$ ,  $\text{mg}/\text{cm}^2$  cinsinden belirtilmiştir. Ancak, son yıllarda yapılan çalışmalar incelendiğinde ISO 4049 kriterlerine uygun olarak yapılan laboratuvar çalışmalarında çözünürlük ve emilim değerleri  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  cinsinden ifade edilmiştir [11, 17, 275, 276]. Bu çalışmada elde edilen bulguları literatürdeki güncel çalışmaların bulguları ile karşılaştırılabilmek amacıyla örneklerin ağırlıkları mikrogram ( $\mu\text{g}$ ), hacimleri ise  $\text{mm}^3$  cinsinden hesaplanmıştır.

Restoratif materyallerin emilim ve çözünürlük değerlerinin *in vitro* koşullarda değerlendirilmesi amaçlanan laboratuvar çalışmalarında, örneklerin standart kalıplar kullanılarak hazırlanması önerilmektedir. Literatür incelemesi yapıldığında ISO 4049'a uygun olarak yapılan çalışmaların büyük bir kısmında örneklerin 15 mm çapında ve 1 mm kalınlığında hazırlandığı görülmüştür [11, 17, 272, 275]. Bu çalışmada da, ISO 4049'un tavsiye ettiği boyutlara uygun olarak  $15\pm 0,1$  mm kalınlığında ve  $1\pm 0,1$  mm çapında kalıplar kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda standart kalıplar içerisine yerleştirilen materyalin iki yüzeyine siman camlarının materyale yapışmasını önlemek ve oksijen inhibisyon tabakası oluşumunu engellemek amacıyla şeffaf bant, asetat kağıdı gibi çeşitli materyaller yerleştirilmiştir [17, 272, 275]. Çalışmamızda ise bu amaçla  $50\pm 30$   $\mu\text{m}$  kalınlığında şeffaf poliester film kullanılmıştır.



Geleneksel halojen ışık kaynakları, ışıkla polimerize olan dental materyallerin polimerizasyonunda hala kullanılsa da son yıllarda “ışık yayan diyotlar” (Light emitted diode) (LED) olarak adlandırılan ve ışık gücü  $1000 \text{ mW/cm}^2$ 'nin üzerinde olan cihazlar yaygınlık kazanmaya başlanmıştır [277]. Bu ışık kaynakları, halojen ışık kaynaklarına kıyasla, çalışma sürelerinin kısa olması, taşınabilir olmaları ve güçlerinin eskimeye bağlı azalmaması bakımından hastalar ve hekim için avantaj sağlamaktadır [278]. Küçükçeşmen ve ark. halojen ışık kaynağı ve LED ışık kaynağı ile polimerize edilen restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin benzer olduğunu belirtmiştir [275]. Bu çalışmada, polimerizasyon için yüksek yoğunluklu LED ışık (VALO, Ultradent, South Jordan, ABD) ışık, “Xtra power” ( $3200 \text{ mW/cm}^2$ ) modunda uygulanmıştır.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, belirlenmiş örnek sayısının 5 ila 10 arasında değiştiği görülmektedir [11, 17, 272, 275]. ISO 4049 standartlarına bakıldığında su emilimi ve çözünürlüğünü değerlendiren deneylerde her grup için en az 5 örnek hazırlanması önerilmektedir [242]. Bu çalışmada da yapılan güç analizi sonucuna göre her grup için 5 adet örnek hazırlanmıştır. Bu sayı ISO 4049'un önerdiği minimum örnek sayısı ile de örtüşmektedir.

Yapılan çalışmaların birçoğunda örneklerin su kaybederek sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri için içerisinde silika jel ve kalsiyum sülfat bulunan desikatörler kullanılmıştır [11, 17, 272, 275]. Bazı çalışmalarda ise materyaller etüv ya da fırın içerisinde bekletilmiştir [279, 280]. ISO 4049 standartlarında materyallerin sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri için  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'deki fırına yerleştirilen ve içerisinde  $130^\circ\text{C}$ 'de beş saat kurutulmuş taze silika jel bulunan desikatöre koyulmaları önerilmiştir. Çalışmamızda ise materyallerin sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmesi amacıyla vakumlu kurutucu fırın kullanılmıştır. Vakumlu kurutma yapan kurutucular, kurutma işlemi sırasında yüksek sıcaklıktan olumsuz etkilenerek yapısı bozulan ürünlerin kurutulmaları ve sabit kütle ağırlıklarına ulaşabilmeleri amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu fırınlarla katı, sıvı veya püre formundaki materyallerin daha düşük sıcaklıklarda, hızla kuruması sağlanmaktadır. Vakumlu kurutucular ilaç sanayisi, kozmetik endüstrisi, sağlık, gıda endüstrisi gibi birçok alanda kullanılan ve güvenilirliği kanıtlanmış cihazlardır [281-284].

Cam iyonomer simanlar hidrofilik materyaller oldukları için dehidratasyona oldukça duyarlıdır. Bu nedenle en büyük dezavantajlarından biri sertleşme reaksiyonu

sırasında ve daha da önemlisi ilk 24 saat içinde neme karşı oldukça hassas olmalarıdır [285]. Eğer materyal su kaybına uğrarsa, sertleşme reaksiyonu sekteye uğramakta ve bu da simanın fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir [217]. Ayrıca, sertleşme reaksiyonları tamamlandıktan sonra uzun süre kuru ortamda bırakılırlarsa, yapısında gevşek halde bağlı bulunan su, materyalden ayrılmakta ve böylece materyalin su emilimi artmaktadır [10, 13, 233]. ADA No:27 standartlarında örneklerin sertleştikten sonra hemen kurutulmaları önerilmektedir. Ancak bazı çalışmalarda, örnekler kurutulmadan direk olarak muhafaza edilecekleri solüsyonlara koyulmuştur [244]. Bazı çalışmalarda ise örnekler 24 saat bekletildikten sonra kurutulmuştur. Bu modifikasyonun mantığı cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu sırasında ortamda su varlığına ihtiyaç duyması ve materyallerin hemen kurutulmasının sertleşme için gerekli olan suyu ortamdan uzaklaştırmasıdır [286]. Örneklerin polimerizasyondan hemen sonra kurutulması cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonunu tamamlayamamasına neden olarak materyalin çözünürlük ve emilim karakteristiklerini etkileyebilmektedir. Çalışmamızda, materyallerin sertleşme reaksiyonunu tamamlamalarını sağlamak amacıyla, örnekler kurutulmadan önce 24 saat ışık görmeyen kaplarda bekletilmiştir.

Materyallerin su içinde muhafaza edildikten sonra gösterdiği ağırlık değişimi su emilimi ve çözünürlük miktarını belirlemek için kullanılan en etkili yöntemdir. Çalışmamızda, su emilimi ve çözünürlük miktarını belirlemek amacıyla ağırlık değişimleri 0.0001 g hassaslığında ölçüm yapan elektronik analitik hassas tartı aracılığıyla kaydedilmiştir.

Literatürde örneklerin muhafaza edildikleri sıvıların materyalin emilim ve çözünürlük değerlerini ve fiziksel özelliklerini etkilediğini bildiren çalışmalar mevcuttur [260, 287, 288]. Distile su, polimer bazlı materyaller için ISO tarafından tavsiye edilen depolama sıvısıdır. Su, sıvı solüsyonların temel komponentidir ve ağız ortamında zayıf bir çözücü olarak önemli bir rol oynamaktadır [242]. Ancak bu testlerin eleştirilen yanı, oral kavitede bulunan *Lactobacilli* ve *Streptococcus mutans* gibi asit üreten bakterilerin de materyallerin çözünürlüğünü etkileyebileceğini göz ardı etmesidir [287]. Silva ve ark. yaptıkları çalışmalarda, propiyonik asit ve asetik asitin restoratif rezin kompozitlerin ve adeziv sistemlerin bozunmasını arttırdığını rapor etmiştir [289, 290]. RMCİS ve PMKR'lerin rezin içerikli simanlar oldukları düşünüldüğünde aynı durumun bu simanlar için de geçerli olduğunu düşünmek mantıklıdır. *S. mutans*

ortamın pH'ı 5 olduğunda metabolik olarak aktive olmaktadır ve laktik asit sentezlemektedir. Laktik asit ağız ortamındaki en düşük pH'ya sahip asittir ve bunu asetik ve propiyonik asitler takip etmektedir [267, 291]. Distler ve Kröncke'ye göre insan dental plağında bulunan asitlerin %70'ini laktik asit oluşturmaktadır. Ayrıca, bu araştırmacılar sükröz ile çalkalamadan sonra laktik asit miktarında oldukça fazla artış olduğunu, bu durumun ise *S. mutans* gibi sukrozu hızlıca parçalayarak laktik asit üreten bakterilerin varlığından kaynaklandığını bildirmiştir [292]. Geddes'in yaptığı çalışmaya göre de oral biyofilmde kaydedilen en düşük pH seviyesi 4'tür [267]. Bantların servikal kenarları genellikle serbest diş etine yakın ve hatta bazen diş eti sulkusu içine doğru yerleştirilmektedir. Bununla birlikte, simanlar servikal bölgede diş ve bant arasındaki boşluğu tamamen dolduramamaktadır. Bu nedenle bantların servikal bölgesindeki yapıştırıcı simanlar oral biyofilmdeki bakteriler tarafından üretilen organik asitlere (laktik asit, propiyonik asit, asetik asit, formik asit vb.) oldukça fazla maruz kalmaktadır [6, 8, 267, 292]. Çalışmamızda ağız ortamındaki şartları mümkün olduğunca taklit edebilmek adına çözücü olarak ISO 4049'un önerdiği distile su ortamının yanında, materyaller laktik asit ve propiyonik asit ortamlarında da test edilmiştir. Laktik asit ve propiyonik asitin pH'ları da Geddes'in yaptığı çalışmadaki verilere istinaden hazırlanmıştır.

Zankuli ve ark. materyallerin maksimum su emiliminin ilk hafta içinde gerçekleştiğini, birinci aydan sonra su emilim miktarında çok az artış olduğunu ve tüm materyallerin 6 ay içerisinde plato evresine ulaştıklarını rapor etmiştir [223]. Wei ve ark.'nın çalışması bu sonuçları destekler niteliktedir [293]. Ferracane ve ark. rezin bazlı materyallerde ilk 7 günde salınan ana komponentlerin reaksiyona girmemiş artık monomerler olduğunu rapor etmiştir [294]. Örtengren ve ark. ise çoğu rezin bazlı materyalin 7-60 gün içinde doygunluğa ulaştığını rapor etmiştir [295]. Literatür incelendiğinde, materyallerin suda bekletilme sürelerinin çalışmalar arasında farklılık gösterdiği görülmektedir [17, 223, 260]. ISO 4049 ve ADA No:27 standartlarında ise restoratif materyallerin çözünürlük emilim testleri için 7 gün boyunca suda bekletilmeleri önerilmektedir. ISO 4049 standartları ve yapılan çalışmaların sonuçları göz önünde bulundurularak çalışmamızda suda veya oral sıvılarda bekletilme süresi olarak 1, 7 ve 28 günlük periyotlar seçilmiştir.

### 5.3. Bulguların Değerlendirilmesi

#### 5.3.1. Siman boşluk alanları ile ilgili bulguların değerlendirilmesi

Ramoğlu ve ark. boşluk derinliklerini Transbond Plus, Multi-Cure ve Ketac Cem gruplarında bukkal yüzeyde sırasıyla 0,251, 0,409 ve 0,170 mm, lingual yüzeyde sırasıyla 0,416, 0,425 ve 0,704 mm olarak rapor etmişlerdir. İncelenen üç siman karşılaştırıldığında, bukkal ve lingualde servikal bölgede kalan siman boşlukları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı rapor edilmiştir [8].

Radlanski ve ark. PMKR yapısındaki Opti Band ve Ultra Band-Lok simanları arasında diş ve bant arasındaki boşluğu doldurabilmeleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını rapor etmiştir [6].

Yukarıda bahsi geçen çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda siman tipinin veya markasının bant ve diş arasında kalan boşluğun miktarını etkilemediği görülmüştür. Ancak klinik koşullarda, geleneksel cam iyonomer simanlar gibi kimyasal olarak sertleşen ve çalışma zamanı fotopolimerize simanlara göre daha kısa olan simanlar kullanıldığında, karıştırma ve sertleşme süresi iyi ayarlanmadığı takdirde diş ve bant arasında daha büyük boşluklar oluşabileceği ihtimali göz önünde bulundurulmalıdır.

Radlanski ve ark. diş ve bant arasında mevcut olan simanın yüzdesel dağılımını değerlendirmişlerdir. Tüm örneklerin ortalaması alındığında simanın ulaşamadığı alanın %23,95 olduğu rapor edilmiştir [6]. Çalışmamızda ise yüzdesel olarak bir ölçüm yapılmamıştır. Yukarıda bahsi geçen çalışmanın verileri ile çalışmamızın verilerini karşılaştırabilmek amacıyla, bantı 3Shape R900 dental tarayıcı ile tarayarak, bantın iç yüzeyinin alanı SolidWorks 2016 programı ile ölçülmüştür. Bu ölçülen değeri %100 olarak kabul edersek, flastersiz yapıştırılan örnekler için simanın diş ve bant arasındaki boşluğu dolduramadığı alanın sayısal değeri %26,78, flasterli yapıştırılan örnekler içinse %12,85 olacaktır. Radlanski ve ark. bantların simantasyonu sırasında simanın oklüzal bölgeden taşmasını engelleyen herhangi bir bariyer kullanımından bahsetmemişlerdir [6]. Dolayısıyla çalışmamızda flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerde simanın ulaşamadığı bölgelerin % cinsinden değeri çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

Radlanski ve ark. simanın ulaşamadığı alan yüzdesinin üst molarlarda, alt molarlara göre daha fazla olduğunu rapor etmiştir. Bunun seçtikleri üst molar dişlerin servikal bölgesinde daha fazla undercut olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Dişin

servikal bölgesi ne kadar inceyse, simanın bant dış yüzeyi arasındaki tüm yüzeyi doldurma ihtimali o kadar az olacaktır. Dışın ekvator bölgesinin daha geniş olması simanın oklüzal bölgeden taşmasına neden olarak dış ve bant arasındaki bölgede boşluk kalmasına neden olacaktır. [6]. Çalışmamızda ise standart boyutlarda üst molar dış kullanıldığı için bu konuya ait bir değerlendirme yapılmamıştır.

Randlanski ve ark. bukkal, distal, palatal/lingual ve mezial yüzeyler arasında simanın dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğunu rapor etmiştir. Tüm örnekler için mezial yüzeyde simanın ulaşamadığı alanın sayısal değeri %27,45; oral, distal ve bukkal bölgelerde ise sırasıyla %22,96, %23,73 ve %17,60 olarak rapor edilmiştir. Sیمانın en iyi ulaştığı bölgenin bukkal yüzey olduğu, en kötü sonuçların ise mezial yüzey için kaydedildiği bildirilmiştir. Ayrıca simanın üst birinci molar dişlerde en fazla palatal yüzeyi en az ise mezial yüzeyi doldurduğunu, alt birinci molar dişlerde ise en fazla bukkal yüzeyi doldurduğunu, en problemlı bölgenin ise distal yüzey olduğunu rapor etmiştir [6].

Ramoğlu ve ark. benzer şekilde Ketac Cem ve Transbond Plus (0,170 ve 0,251 mm) gruplarında lingual yüzeyde, bukkal yüzeye kıyasla (0,704 ve 0,425) daha fazla boşluk oluştuğunu gözlemlemişlerdir [8].

Çalışmamızda dışın mezial, distal, palatal-lingual ve bukkal yüzeyleri ayrı ayrı incelenememiştir; çünkü SolidWorks ile alan ölçümü yapılırken taranan objenin yüzeyinde bir ağ yapısı oluşturulmaktadır. Bu üçgensel ağ yapısı nedeniyle her dişte bu bölgeleri ayıran sınır aynı ve net bir şekilde belirlenemeyeceği için bu konu hakkında bir değerlendirme yapılmamıştır. Ayrıca çalışmamızda standart boyutlarda üretilmiş üst birinci molar dişler kullanılmıştır. Ancak molar dişler morfolojik varyasyonlar gösterebilir ve bu nedenle dişlerin her bir yüzeyi için farklı değerlendirme yapılması geneli temsil etmeyebilir.

Radlanski ve ark. simanın ulaşamadığı alan yüzdesinin servikal bölgelerde koronal bölgelere kıyasla belirgin olarak fazla olduğunu rapor etmiştir. Dış servikal ve koronal bölge olarak ikiye ayrıldığında koronal bölge için simanın ulaşamadığı alanların ortalama değerinin %0,00-%3,40 arasında deđiştđi rapor edilmiştir. Servikal bölge kendi içinde ikiye ayrıldığında servikal bölgenin koronal yarısında bu değerin %3,67-43,38, servikal bölgenin gingival yarısında ise %41,90-96,92 arasında deđiştđi rapor edilmiştir.

Diderich ve ark. diş ve bant arasındaki boşluğun en az ekvatorial bölgede (0,03 mm) olduğunu, boşlukların oklüzal (0,23 mm) ve servikal (0,28 mm) bölgelerde ise belirgin şekilde daha fazla olduğunu rapor etmiştir.

Çalışmamızda oklüzal ve servikal bölgeler ayrı ayrı değerlendirilmemiştir ancak flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerde tespit edilen boşluk miktarının, flaster kullanılarak yapıştırılan örneklere göre neredeyse iki kat daha fazla olduğu görülmektedir. Yukarıda bahsi geçen çalışmalar, diş ve bant arasında kalan boşlukların servikal bölgede yoğunlaştığı konusunda hem fikirdir. Hem bahsi geçen çalışmalar hem de çalışmamızın sonuçları incelendiğinde simanın oklüzal bölgeden taşmaması ve servikal bölgeye daha rahat ulaşabilmesi amacıyla bir bariyer kullanılmasının bant simantasyonu için önemli bir aşama olduğu düşünülebilir.

Literatürde bu konuyu inceleyen çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda da mine ve bant arasında boşluk tespit edilmeyen bir örnek mevcut değildir [6, 8]. Bantlar simante edilmeden önce simanın bantın tüm iç yüzeyini kaplamasına dikkat edilmiştir. Siman ve diş yüzeyi arasında boşlukların bulunması molar dişin morfolojisi, bantın yerleştirilme şekli ya da simanın yapısıyla ilişkili olabilir. Yukarıda bahsi geçen çalışmaların da sonuçları göz önünde bulundurularak üretici firmalara, ortodontik bantların simantasyonu amacıyla daha akıcı kıvamda ve bantın iç yüzeyi ve mine yüzeyine daha kolayca yayılabilen siman materyalleri üretmeleri ya da mevcut materyallerin içeriğinde yeniden düzenleme yapmaları önerilebilir [296].

Çalışmamızda, simanların bağlanma dayanımı ya da ağızda kalma süreleri konusunda bir değerlendirme yapılmamıştır. Ancak diş ve bant arasındaki siman miktarının az olmasının bağlanma dayanımını, dolayısıyla bantın ağızda kalma süresini etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır [8].

Çalışma *in vitro* koşullarda gerçekleştirildiği için dil, yanak, komşu dişlerin bantlanacak dişle ilişkisinin bu sonuçlara etkisi değerlendirilememiştir. Ağız ortamındaki koşullarda bantların yerleştirilmesi daha zordur ve bant dişe yerleştirilirken simanın bantın iç yüzeyinden sıyrılma ihtimali daha fazla olacaktır. Bu nedenle ağız ortamında, simanın boşluklarının daha fazla olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

### 5.3.2. Çözünürlük ve emilim değerleri ile ilgili bulguların değerlendirilmesi

El Attar ve ark. ortodontik bantların simantasyonu amacıyla kullanılan geleneksel cam iyonomer simanın (Ketac Cem-13,21±5,83) sudaki çözünürlüğünün 1 aylık sürenin sonunda modifiye cam iyonomer simana (G-Cem-6,36±1,72) kıyasla neredeyse iki kat daha fazla olduğunu rapor etmiştir. Ancak bu araştırmacılar, çözünürlük değerlerini hesaplarken çalışmamızda kullandığımız formülü kullanmamıştır, başlangıç ve final ağırlığı arasındaki farkı % cinsinden değerlendirmiştir. [212].

Aksakallı ve ark. geleneksel cam iyonomer (Ketac Cem-11,9±0,76) bant simanın 1 ay sonunda sudaki çözünürlük miktarının, rezin modifiye cam iyonomer (Multi-Cure-5,34±0,49) ve poliasit modifiye kompozit rezin simanlara (Transbond Plus-7,05±0,55) göre daha fazla olduğunu rapor etmiştir [17].

Küçükeşmen ve ark. geleneksel CİS ve RMCİS simanları 7 gün suda bekleterek yaptığı çözünürlük ve emilim deneyleri sonucunda, en yüksek çözünürlük değerlerinin geleneksel cam iyonomer simanlar olan Ionofil ve Ceram Fil materyallerinin gösterdiğini; rezin modifiye cam iyonomer siman olan Rely X'in ise en düşük çözünürlük değerlerini gösterdiğini rapor etmiştir [11].

Yoshida ve ark. ile Hamouda ve ark. da rezin simanların çözünürlük miktarının asit bazlı simanlara (örn; cam iyonomer simanlar) göre daha az olduğunu doğrulamaktadır [287, 297].

Cam iyonomer simanların çözünürlüğünün daha fazla olması, çözücü maddenin plastikleştirici etkisinin materyalde erozyon ve bozunmaya sebep olmasına bağlanmaktadır [298]. Resin modifiye cam iyonomer simanların çözünürlüğünün daha az olması, yapısında bulunan rezin ağının, çözücü maddenin siman içine difüzyonunu azaltması ile açıklanmaktadır [299]. Çalışmamızda ise laktik asit, propiyonik asit ve distile su ortamlarında en yüksek çözünürlük değeri gösteren siman Ketac Cem (18,32±5,92) iken, bunu sırasıyla Multi-Cure (14,51±1,24) ve Transbond Plus (11,51±6,98) izlemektedir. Ancak, istatistiksel olarak anlamlı tek fark 7. günde propiyonik asit ortamında elde edilmiştir.

Silva ve ark. rezin simanların çözünürlüğünü değerlendirdikleri çalışmalarında, laktik asitte muhafaza edilen örneklerin distile suda ve yapay tükürükte muhafaza edilen örneklere göre daha yüksek çözünürlük değerleri gösterdiğini rapor etmiştir [265].

Marghalani ve ark. da rezin simanların laktik asitte muhafaza edilmesinin çözünürlük ve emilim miktarlarında artışa neden olduğunu rapor etmiştir [260].

Asitin negatif etkisi, rezin siman matriksinin hidrojen iyonlarına maruz kaldıktan sonra meydana gelen hidrolize karşı dayanıksız hale gelmesine bağlanmaktadır [214]. Hidrojen iyonlarının varlığı dimetakrilat monomerlerindeki ester gruplarının katalizini hızlandırmaktadır. Bu da çapraz bağların bozulmasına ve rezin simanın yumuşamasına neden olmaktadır [242]. Ayrıca, ester gruplarının hidrolizi sonucu alkol ve karboksilik asit molekülleri gibi ürünler açığa çıkmakta, bu durum adeziv içindeki pH'ın daha da düşmesine neden olarak adezivin bozunmasını hızlandırmaktadır. Neticede, simanın aside uzun süre maruz kalmasıyla monomer salınımı artmakta ve siman kütlesinden doldurucu partiküller salınmaktadır [290]. Çalışmamızda materyallerin muhafaza edildikleri sıvıların, çözünürlük değerleri üzerinde belirgin etkileri olduğu görülmüştür. Yukarıda bahsi geçen çalışmalarla benzer olarak tüm simanlar için en yüksek çözünürlük değerleri laktik asitte bekletilen örnekler için kaydedilirken bunu propiyonik asitte ve distile suda bekletilen örnekler izlemiştir. Ancak Transbond Plus siman için farklı ortamlardaki çözünürlük değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sonuçlar düşük pH'ın etkisini inceleyen çalışmaların sonuçları ile uyumludur [260, 287, 300]. Ancak, asidik ortamın siman üzerindeki etkisi tartışmaya açıktır; çünkü simanın oral kavitede asidik ortama sürekli maruz kalma süresi, tükürüğün tamponlama kapasitesinden dolayı *in vitro* şartlardaki kadar uzun sürmemektedir [288].

Tanaka ve ark. simanın çözünmesinin sürekli devam eden bir süreç olduğunu belirtmiştir [301]. Ancak siman sertleştikten sonra artık monomerlerin bir kısmının oral kaviteye salındığını ve reaksiyona girmemiş monomerlerin çoğunun siman matriksi içine hapsoldüğünü, bu nedenle çözünmenin başlangıçta hızlı bir şekilde gerçekleşirken zamanla azaldığını rapor etmişlerdir. Yoshida ve ark. ise simanların çözünürlük değerlerinin zamana bağlı olarak doğrusal ve logaritmik bir şekilde artış gösterdiğini rapor etmişlerdir [287]. Çalışmamızda tüm simanların çözünürlük değerlerinin bu bilgilerle paralellik gösterecek şekilde 1. günden 28. güne doğru artış gösterdiği görülmüştür.

ISO 4049 standartlarına göre rezin materyallerin maksimum çözünürlük miktarı 7,5  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$  olmalıdır. Ancak bu değer, 7 gün suda bekletilen kompozit, akışkan kompozit ve ormoser materyalleri için elde edilmesi beklenen maksimum çözünürlük değeridir.



Literatürde cam iyonomer simanların rezin içerikli simanlara göre çözünürlüklerinin daha yüksek olduğuna dair fikir birliği mevcuttur [223, 287]. Dolayısıyla çalışmamızda incelenen cam iyonomer içerikli simanların distile suda bekletildikten sonra 7. gündeki çözünürlük değerlerinin Transbond Plus için  $11,51 \pm 6,98$ , Multi-Cure siman için  $14,51 \pm 1,24$  ve Ketac Cem için ise  $18,32 \pm 5,92$  olması kabul edilebilir bir sonuçtur.

Çalışmamızda en yüksek emilim değerlerini rezin modifiye cam iyonomer siman olan Multi-Cure siman göstermiştir. Bu sonuçların nedeninin, Multi-Cure simanın yapısında hidrofilik bir monomer olan 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve polikarboksilik asitin yapısında hidrofilik asidik monomerler bulunması olduğu düşünülebilir. Ancak çalışmamızın bulgularından farklı olarak Aksakallı ve ark. RMCİS'lerin su emilim miktarlarının geleneksel CİS'lerden daha az, PMKR simanlardan ise daha fazla olduğunu rapor etmiştir [17]. Ayrıca Küçükeşmen ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar Aksakallı ve ark.'nın çalışmasının sonuçlarını desteklemektedir [11].

Silva ve arkadaşlarının rezin bazlı kompozitler üzerinde yaptıkları çalışmada, laktik asitte bekletilen örneklerin emilim değerlerinin, distile su ve yapay tükürükte bekletilen örneklere göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bunun nedeninin laktik asit molekülündeki  $-OH$  ve  $-COOH$  fonksiyonel gruplarının materyallerin organik matriksinde bulunan dimetakrilat monomerlerinin polar bölgeleri (Bis-GMA'daki  $-OH-$ , TEGDMA ve Bis-EMA'daki  $-O-$  ve UDMA'daki  $-NH-$ ) ile yaptığı hidrojen bağları olduğunu belirtmiştir [290]. Çalışmamızda bu sonuçlardan farklı olarak, simanların farklı ortamlardaki emilim değerleri benzer bulunmuştur. Bunun nedeni kullandığımız RMCİS ve PMKR'lerin yapısında yukarıda adı geçen dimetakrilat monomerlerinin bulunmaması olabilir.

Kompozit materyallerde difüzyonla ilişkili bir süreç olan su emilimi çoğunlukla rezin matrikste gerçekleşmektedir. Matriksteki su konsantrasyonunun artmasıyla difüzyon katsayısı düşmektedir. Breden ve ark. materyalin suda veya herhangi bir sıvıda bekletilme süresi arttıkça su absorbe etme miktarının azaldığını rapor etmişlerdir [302]. Örtengren ve ark. da çözünürlük hızının zaman geçtikçe azaldığını, çoğu rezin bazlı materyalin 7-60 gün içinde doygunluğa ulaştığını rapor etmiştir [295]. Aksakallı ve ark. 1 aylık periyot sonunda, Ketac Cem ve Transbond Plus'ta emilimin büyük bir kısmının ilk günde, Multi-Cure'da ise ilk 7 günde meydana geldiğini rapor etmiştir

[17]. Çalışmamızda tüm simanlar için sıvılarda muhafaza edilme süreleri arttıkça su veya oral asit absorbe etme hızında azalma gözlemlenmiştir. Transbond plus simanda emilimin büyük bir kısmı ilk 7 günde meydana gelirken, Multi-Cure ve Ketac Cem simanlarda ilk günde meydana geldiği görülmüştür.

ISO 4049 standartlarına göre rezin materyallerin maksimum su emilim miktarı  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$  olmalıdır. Ancak bu değer, 7 gün suda bekletilen kompozit, akışkan kompozit ve ormoser materyalleri için elde edilmesi beklenen maksimum emilim değeridir. Distile suda bekletilen örneklerin 7. gündeki emilim değerleri Transbond Plus için  $37,18 \pm 3,87$ , Multi-Cure siman için  $170,06 \pm 11,90$  ve Ketac Cem için ise  $78,21 \pm 12,55$ 'dir. Elde edilen değerler Ketac-Cem ve Transbond Plus için kabul edilebilir değerlerdir. Ancak Multi-Cure simanın emilim değeri oldukça yüksektir. Bunun nedeni Multi-Cure siman içerisindeki hidrofilik monomerlerin fazla olması veya simanın karıştırılması esnasında yapılan hatalar olabilir. Simanın polimerizasyon derecesi de emilim miktarını etkileyen faktörlerden biridir. Ancak çalışmamızda ışığın geçişini etkileyen faktörler, bant adezivinin kalınlığı, ışık cihazının örneğin yüzeyine yakınlığı, kullanılan ışık cihazı ve materyallerin saklama koşulları standardize edilmiştir.

Øysæd ve arkadaşları, Giti ve ark. ve Braden ve ark. düşük dolduruculu rezin bazlı materyallerin çözünürlüklerinin ve emilim miktarlarının daha yüksek olduğu rapor etmiştir [288, 302, 303]. Rezin modifiye cam iyonomer siman olan Multi-Cure simanın, poliasit modifiye kompozit rezin olan Transbond Plus simana göre emilim ve çözünürlük değerlerinin daha yüksek olmasının nedenlerinden biri de Multi-Cure simanın doldurucu miktarının daha az olması olabilir.

Beatty ve ark. self adeziv simanların yapısında bulunan karboksilik asit ya da fosforik asit gibi hidrofilik asidik monomerlerin, simanın emilim ve çözünürlük miktarını oldukça etkilediğini rapor etmiştir. [221]. Çalışmamızda Ketac Cem ve Multi-Cure simanın Transbond Plus'a göre yüksek çözünürlük ve emilim değerleri göstermesinin nedenlerinden biri de Ketac Cem'in yapısında bulunan polikarboksilik asit, Multi-Cure simanın yapısında bulunan polikarboksilik asit kopolimeri olduğu düşünülebilir.

Goncalves ve ark. düşük dönüşüm derecesine sahip rezin bazlı materyallerde reaksiyona girmemiş monomer miktarının daha fazla olduğunu, buna bağlı olarak da çözünürlük miktarlarının daha fazla olacağını rapor etmiştir [304]. Materyalin ışık

geçirgenliği, monomer içeriği, tipi ve konsantrasyonu, inhibitör içeriği, rezin materyallerdeki başlatıcı tipi, polimerizasyon süresi ve tipi; dönüşüm derecesi değerlerini etkileyebilmektedir [194, 234, 238, 239]. Çörekçi ve ark. Transbond Plus simanın dönüşüm derecesi değerlerinin, Multi-Cure simana göre daha yüksek olduğunu rapor etmiştir [305]. Bu durumun çalışmamızda, Multi-Cure simanın Transbond Plus simana göre daha yüksek çözünürlük ve emilim değerleri göstermesinin nedenlerinden biri olduğu düşünülebilir.

Siman çözünürlük yüzdesi (SL%) ve ağırlık değişim yüzdesi (Mg%) parametrelerinin toplanmasıyla elde edilen net su emilimi (S%) değerinin, polimerlerin absorbe edebileceği su kapasitesini güvenilir bir şekilde değerlendirdiği iddia edilmektedir. Chimeli ve ark. örneklerin ağırlıklarındaki artışı değerlendirmenin, absorbe ettikleri su miktarını ölçmek için doğru yöntem olmadığını savunmaktadır [216]. Hidrofilik metakrilat polimerleri heterojen yapıdadır; bazı bölgelerde yoğun çapraz bağlar bulunurken bazı bölgelerde çapraz bağların yoğunluğu daha azdır. Rezin bazlı materyaller su içinde bekletildiğinde, materyalin ağırlık değişimini etkileyen dinamik bir süreç söz konusudur. Yani, materyalin içine su infiltre olurken eş zamanlı olarak reaksiyona girmemiş monomerler ve düşük moleküler ağırlığa sahip polimerler materyalden uzaklaşabilir. Bu nedenle, hem materyalin su absorbe etmesine bağlı olarak meydana gelen ağırlık artışının, hem de düşük moleküler ağırlıklı materyallerin uzaklaşması sonucu meydana gelen ağırlık kaybının değerlendirilmesi önerilmektedir. Bu toplamın net su emilimi miktarını temsil ettiği belirtilmektedir [216]. Yukarıda bahsi geçen bilgiler ışığında çalışmamızda net su emilimi değeri de değerlendirilmiştir. Net su emilimi (S%) ve hacme göre emilim ( $W_{em}$ ) parametrelerinin sonuçlarının benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Materyallerin çözünürlük miktarını ve derecesini; zaman, muhafaza edildiğini sıvının konsantrasyonu ve pH'ı, materyalin kalınlığı ve toz/likit oranı gibi birçok faktör etkilemektedir. İdeal olarak kullanılan solüsyon oral kavitenin dinamik ortamını da taklit etmelidir. Ancak ağız ortamını tamamen simüle etmek mümkün olmamakla beraber, bu ortamın dinamiği kişiden kişiye değişiklik gösterebilmektedir. Bu nedenle *in vitro* çalışmalarda çoğu kez statik çözünürlük testleri uygulanmaktadır [306].

Oklüzal bölgede bir engel oluşturarak simanın servikal bölgelere daha iyi ulaşmasını sağlamak amacıyla flaster kullanılsa bile tüm gruplarda servikal bölgede boşluk kaldığı görülmüştür. Servikal bölgedeki bu açıklıklar siman materyalinin ağız sıvıları

ile temas halinde olmasına neden olmakta ve bu durum direk olarak simanın çözünürlük ve emilim miktarını etkilemektedir. Bu nedenle ortodontik bantların simantasyonu için suda ve ağız ortamında bulunan diğer sıvılarda düşük çözünürlük ve emilim gösteren simanların seçimi önem arz etmektedir.

ISO standartlarında önerilen şekilde hazırlanan disk şeklindeki örnekler degradasyona karşı daha duyarlıdır. Diskin muhafaza edildiği sıvıya maruz kaldığı yüzey alanı, bantın servikal bölgesindeki simanın oral sıvılara maruz kaldığı alana göre daha fazladır. Bu nedenle, bu çalışma klinik olarak yapılabilsen simanların kaydedilen emilim ve çözünürlük değerlerinin daha az olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, iki farklı yöntem ve farklı bant simanları ile simante edilen bantların altında oluşan boşluklar *in vitro* koşullarda araştırılmıştır. Ayrıca aynı bant simanlarının suda ve oral asitlerdeki çözünürlük ve emilim miktarları değerlendirilmiştir. Çalışmanın yapıldığı deneysel şartlarda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Değerlendirilen üç siman arasında bant ve diş arasında kalan boşluklar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
2. Flaster kullanılarak yapıştırılan örneklerde oluşan boşluk miktarı, flaster kullanılmadan yapıştırılan örneklerde oluşan boşluk miktarından belirgin şekilde daha azdır. Tüm yapıştırma yöntemleri ve siman kombinasyonlarında servikal bölgede boşluklar oluştuğu gözlenmiştir. Bu nedenle bant simante edilirken simanın oklüzal yüzeyden taşmasını engelleyecek bir bariyer kullanılması önerilmektedir.
3. Tüm ortamlarda ve tüm zamanlarda en yüksek çözünürlük değerini gösteren siman Ketac Cem iken en düşük çözünürlük değerini Transbond Plus göstermiştir. Ancak istatistiksel olarak anlamlı fark sadece 7. günde propiyonik asit ortamında elde edilmiştir.
4. Tüm simanlar için en yüksek çözünürlük değerleri laktik asit ortamında kaydedilmiştir.
5. Multi-Cure siman tüm ortamlarda ve tüm zamanlarda belirgin bir şekilde daha fazla emilim göstermiştir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Millett, D. and Gordon, P. (1994). *A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive. The European Journal of Orthodontics*, 16(3), 203-211.
2. Atack, N.E., Sandy, J.R. and Addy, M. (1996). *Periodontal and microbiological changes associated with the placement of orthodontic appliances. A review. Journal of periodontology*, 67(2), 78-85.
3. Al-Anezi, S.A. (2015). *The effect of orthodontic bands or tubes upon periodontal status during the initial phase of orthodontic treatment. The Saudi dental journal*, 27(3), 120-124.
4. Mártha, K., Lőrinczi, L., Bică, C., Gyergyay, R., Petcu, B. and Lazăr, L. (2016). *Assessment of periodontopathogens in subgingival biofilm of banded and bonded molars in early phase of fixed orthodontic treatment. Acta microbiologica et immunologica Hungarica*, 63(1), 103-113.
5. Ireland, A., Soro, V., Sprague, S., Harradine, N., Day, C., Al-Anezi, S., Jenkinson, H., Sherriff, M., Dymock, D. and Sandy, J. (2014). *The effects of different orthodontic appliances upon microbial communities. Orthodontics & craniofacial research*, 17(2), 115-123.
6. Radlanski, R.J., Renz, H. and Reulen, A. (2003). *Distribution of the cement film beneath the orthodontic band: A morphometric in vitro study. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 64(4), 284-292.
7. Meyers, M.J. (1952). *Protection of enamel under orthodontic bands. American Journal of Orthodontics*, 38(11), 866-874.
8. Ramoglu, S.I., Uysal, T., Ekizer, A. and Ertas, H. (2009). *Farklı ortodontik simanlar kullanıldığında diş ve bant yüzeyleri arasındaki uyumun değerlendirilmesi. Turkish Journal of Orthodontics*, 22(3), 188-197.
9. Boyd, R.L. and Baumrind, S. (1992). *Periodontal considerations in the use of bonds or bands on molars in adolescents and adults. The Angle Orthodontist*, 62(2), 117-126.
10. Ghanim, A. (2010). *Water sorption and solubility of different commercially available dental cements. Babylon medical journal*, 7(4-3), 410-21.
11. Küçükeşmen, H., Küçükeşmen, Ç., Öztaş, D. and Kaplan, R. (2005). *Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanların su emilimi ve suda çözünürlüğü. AÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(1), 25-34.
12. Janda, R., Roulet, J.F., Latta, M. and Rüttermann, S. (2007). *Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 82(2), 545-551.
13. Cattani-Lorente, M.A., Godin, C. and Meyer, J.M. (1994). *Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. Dental Materials*, 10(1), 37-44.
14. Shen, C. and Grimaudo, N. (1994). *Effect of hydration on the biaxial flexural strength of a glass ionomer cement. Dental Materials*, 10(3), 190-195.

15. Aggarwal, M., Foley, T.F. and Rix, D. (2000). *A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements. The Angle Orthodontist*, 70(4), 308-316.
16. Yap, A., Tan, D., Goh, B., Kuah, H. and Goh, M. (2000). *Effects of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. Operative dentistry*, 25(3), 202-208.
17. Aksakalli, S., Malkoc, M.A., Corekci, B., Malkoc, S. and Toy, E. (2015). *Physical properties of different orthodontic cements. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 76(4), 328-337.
18. **Proffit, W.R., Fields Jr, H.W. and Sarver, D.M.** (2014). *Contemporary orthodontics*. Elsevier Health Sciences.
19. **Phulari, B.S.** (2013). *History of orthodontics*. JP Medical Ltd.
20. Wahl, N. (2005). *Orthodontics in 3 millennia. Chapter 2: Entering the modern era. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 127(4), 510-515.
21. Wahl, N. (2005). *Orthodontics in 3 millennia. Chapter 6: More early 20th-century appliances and the extraction controversy. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(6), 795-800.
22. **Brusse, M.** (1997). *The metamorphoses of orthodontic epidemiology and synergistic orthodontics*. Denver: Rocky Mountain Orthodontics.
23. Øgaard, B. (2008). *White spot lesions during orthodontic treatment: Mechanisms and fluoride preventive aspects. Seminars in orthodontics*, 14(3), 183-193.
24. Behnan, S.M., Arruda, A.O., González-Cabezas, C., Sohn, W. and Peters, M.C. (2010). *In-vitro evaluation of various treatments to prevent demineralization next to orthodontic brackets. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(6), 712. e1-7.
25. Øgaard, B., Rølla, G. and Arends, J. (1988). *Orthodontic appliances and enamel demineralization: Part 1. Lesion development. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(1), 68-73.
26. Nazir, M., Walsh, T., Mandall, N.A., Matthew, S. and Fox, D. (2011). *Banding versus bonding of first permanent molars: A multi-centre randomized controlled trial. Journal of orthodontics*, 38(2), 81-89.
27. Norris, D.S., Mcinnes-Ledoux, P., Schwaninger, B. and Weinberg, R. (1986). *Retention of orthodontic bands with new fluoride-releasing cements. American Journal of Orthodontics*, 89(3), 206-211.
28. Mizrahi, E. (1983). *Surface distribution of enamel opacities following orthodontic treatment. American journal of orthodontics*, 84(4), 323-331.
29. Arneberg, P., Ogaard, B., Scheie, A.A. and Rølla, G. (1984). *Selection of Streptococcus mutans and Lactobacilli in an intra-oral human caries model. Journal of dental research*, 63(10), 1197-1200.

30. Rosenbloom, R.G. and Tinanoff, N. (1991). *Salivary Streptococcus mutans levels in patients before, during, and after orthodontic treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(1), 35-37.
31. Forsberg, C.-M., Oliveby, A. and Lagerlöf, F. (1992). *Salivary clearance of sugar before and after insertion of fixed orthodontic appliances. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 102(6), 527-530.
32. Arneberg, P., Giertsen, E., Emberland, H. and Øgaard, B. (1997). *Intra-oral variations in total plaque fluoride related to plaque pH. Caries research*, 31(6), 451-456.
33. Kashani, M., Farhadi, S. and Rastegarfar, N. (2012). *Comparison of the effect of three cements on prevention of enamel demineralization adjacent to orthodontic bands. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 6(3), 89.
34. Davies, T., Shaw, W., Worthington, H., Addy, M., Dummer, P. and Kingdon, A. (1991). *The effect of orthodontic treatment on plaque and gingivitis. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(2), 155-161.
35. Diedrich, P., Rudzki-Janson, I., Wehrbein, H. and Fritz, U. (2001). *Effects of orthodontic bands on marginal periodontal tissues a histologic study on two human specimens. Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 62(2), 146-156.
36. Årtun, J. and Brobakken, B.O. (1986). *Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. The European Journal of Orthodontics*, 8(4), 229-234.
37. Ten Cate, J. and Duijsters, P. (1983). *Influence of fluoride in solution on tooth demineralization. Caries research*, 17(3), 193-199.
38. Ten Cate, J. and Featherstone, J. (1991). *Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2(3), 283-296.
39. Alexander, S.A. and Ripa, L.W. (2000). *Effects of self-applied topical fluoride preparations in orthodontic patients. The Angle orthodontist*, 70(6), 424-430.
40. De Moura, M.S., De Melo Simplício, A.H. and Cury, J.A. (2006). *In-vivo effects of fluoridated antiplaque dentifrice and bonding material on enamel demineralization adjacent to orthodontic appliances. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 130(3), 357-363.
41. Vorhies, A.B., Donly, K.J., Staley, R.N. and Wefel, J.S. (1998). *Enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets bonded with hybrid glass ionomer cements: An in vitro study. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 114(6), 668-674.
42. Demito, C., Vivaldi-Rodrigues, G., Ramos, A. and Bowman, S. (2004). *The efficacy of a fluoride varnish in reducing enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets: An in vitro study. Orthodontics & craniofacial research*, 7(4), 205-210.



43. Øgaard, B., Larsson, E., Henriksson, T., Birkhed, D. and Bishara, S.E. (2001). *Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 28-35.
44. Gorton, J. and Featherstone, J.D. (2003). *In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(1), 10-14.
45. Basdra, E., Huber, H. and Komposch, G. (1996). *Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 109(5), 466-472.
46. Rezk-Lega, F., Øgaard, B. and Arends, J. (1991). *An in vivo study on the merits of two glass ionomers for the cementation of orthodontic bands. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(2), 162-167.
47. Sadowsky, C. and Begole, E.A. (1981). *Long-term effects of orthodontic treatment on periodontal health. American journal of orthodontics*, 80(2), 156-172.
48. Sanders, N.L. (1999). *Evidence-based care in orthodontics and periodontics: A review of the literature. The Journal of the American Dental Association*, 130(4), 521-527.
49. Naranjo, A.A., Triviño, M.L., Jaramillo, A., Betancourth, M. and Botero, J.E. (2006). *Changes in the subgingival microbiota and periodontal parameters before and 3 months after bracket placement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(3), 275. e17-275. e22.
50. Zachrisson, B.U. (1976). *Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. American journal of orthodontics*, 69(3), 285-300.
51. Gargiulo, A.W., Wentz, F.M. and Orban, B. (1961). *Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. Journal of Periodontology*, 32(3), 261-267.
52. Alexander, S.A. (1991). *Effects of orthodontic attachments on the gingival health of permanent second molars. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 100(4), 337-340.
53. Corbacho De Melo, M.M., Cardoso, M.G., Faber, J. and Sobral, A. (2011). *Risk factors for periodontal changes in adult patients with banded second molars during orthodontic treatment. The Angle Orthodontist*, 82(2), 224-228.
54. Demling, A., Heuer, W., Elter, C., Heidenblut, T., Bach, F.-W., Schwestka-Polly, R. and Stiesch-Scholz, M. (2009). *Analysis of supra and subgingival long-term biofilm formation on orthodontic bands. The European Journal of Orthodontics*, 31(2), 202-206.
55. Ristic, M., Svabic, M.V., Sasic, M. and Zelic, O. (2008). *Effects of fixed orthodontic appliances on subgingival microflora. International journal of dental hygiene*, 6(2), 129-136.

56. Lara-Carrillo, E., Montiel-Bastida, N.-M., Sánchez-Pérez, L. and Alanís-Tavira, J. (2010). *Effect of orthodontic treatment on saliva, plaque and the levels of streptococcus mutans and lactobacillus*. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(6), e924-9.
57. Van Gastel, J., Quirynen, M., Teughels, W., Coucke, W. and Carels, C. (2008). *Longitudinal changes in microbiology and clinical periodontal variables after placement of fixed orthodontic appliances*. *Journal of periodontology*, 79(11), 2078-2086.
58. Hägg, U., Kaveewatcharanont, P., Samaranayake, Y. and Samaranayake, L. (2004). *The effect of fixed orthodontic appliances on the oral carriage of Candida species and Enterobacteriaceae*. *The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 623-629.
59. Hannig, M. (1997). *Transmission electron microscopic study of in vivo pellicle formation on dental restorative materials*. *European journal of oral sciences*, 105(5P1), 422-433.
60. Hannig, M. (1999). *Transmission electron microscopy of early plaque formation on dental materials in vivo*. *European journal of oral sciences*, 107(1), 55-64.
61. Erbe, C., Hornikel, S., Schmidtman, I. and Wehrbein, H. (2011). *Quantity and distribution of plaque in orthodontic patients treated with molar bands*. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 72(1), 13-20.
62. Quirynen, M. and Bollen, C. (1995). *The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man*. *Journal of clinical periodontology*, 22(1), 1-14.
63. Demling, A., Elter, C., Heidenblut, T., Bach, F.-W., Hahn, A., Schwestka-Polly, R., Stiesch, M. and Heuer, W. (2010). *Reduction of biofilm on orthodontic brackets with the use of a polytetrafluoroethylene coating*. *The European Journal of Orthodontics*, cjp142.
64. Vital, S.O., Haignere-Rubinstein, C., Lasfargues, J.-J. and Chaussain, C. (2010). *Caries risk and orthodontic treatment*. *International Orthodontics*, 8(1), 28-45.
65. Burden, D., Mullally, B. and Sandler, J. (2001). *Orthodontic treatment of patients with medical disorders*. *The European Journal of Orthodontics*, 23(4), 363-372.
66. Clark, J., Ireland, A. and Sherriff, M. (2003). *An in vivo and ex vivo study to evaluate the use of a glass polyphosphonate cement in orthodontic banding*. *The European Journal of Orthodontics*, 25(3), 319-323.
67. Bennett, R. (2001). *Loose brackets—minor inconvenience or profit vacuum*. *Clinical Impressions*, 10(2), 22-28.
68. **Durning, P.** (1989). *A clinical and laboratory investigation into the cements used to retain orthodontic bands* (Master's Thesis). Retrieved from <http://www.ncl.ac.uk/library/services/requests/theses.php>

69. Hegarty, D.J. and Macfarlane, T.V. (2002). *In vivo bracket retention comparison of a resin-modified glass ionomer cement and a resin-based bracket adhesive system after a year. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 121(5), 496-501.
70. Mizrahi, E. (1982). *Success and failure of banding and bonding: A clinical study. The Angle orthodontist*, 52(2), 113-117.
71. Millett, D. and Gordon, P. (1992). *The performance of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement—a retrospective analysis. British journal of orthodontics*, 19(3), 215-220.
72. Millett, D., Hallgren, A., McCluskey, L., Mcauley, F., Fornell, A., Love, J. and Christie, H. (2001). *A clinical retrospective evaluation of 2 orthodontic band cements. The Angle Orthodontist*, 71(6), 470-476.
73. Nicholson, J.W. (1998). *Chemistry of glass-ionomer cements: A review. Biomaterials*, 19(6), 485-494.
74. Gillgrass, T., Benington, P., Millett, D., Newell, J. and Gilmour, W.H. (2001). *Modified composite or conventional glass ionomer for band cementation? A comparative clinical trial. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), 49-53.
75. Millett, D.T., Duff, S., Morrison, L., Cummings, A. and Gilmour, W.H. (2003). *In vitro comparison of orthodontic band cements. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(1), 15-20.
76. Hodges, S., Gilthorpe, M. and Hunt, N. (2001). *The effect of micro-etching on the retention of orthodontic molar bands: A clinical trial. The European Journal of Orthodontics*, 23(1), 91-97.
77. Gaworski, M., Weinstein, M., Borislow, A.J. and Braitman, L.E. (1999). *Decalcification and bond failure: A comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 116(5), 518-521.
78. Sharma-Sayal, S.K., Rossouw, P.E., Kulkarni, G.V. and Titley, K.C. (2003). *The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 124(1), 74-82.
79. Aljubouri, Y., Millett, D. and Gilmour, W. (2004). *Six and 12 months' evaluation of a self-etching primer versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: A randomized clinical trial. The European Journal of Orthodontics*, 26(6), 565-571.
80. Zachrisson, B.U. and Brobakken, B.O. (1978). *Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. American journal of orthodontics*, 74(1), 62-78.
81. Reynolds, I. and Von Fraunhofer, J. (1976). *Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: The relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. British journal of orthodontics*, 3(2), 91-95.
82. Regan, D. and Van Noort, R. (1989). *Bond strengths of two integral bracket-base combinations: An in vitro comparison with foil-mesh. The European Journal of Orthodontics*, 11(2), 144-153.

83. Millett, D.T., Hallgren, A. and Robertson, M. (1999). *Bonded molar tubes: A retrospective evaluation of clinical performance. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 115(6), 667-674.
84. Geiger, A., Gorelick, J. and Gwinnett, A. (1983). *Bond failure rates of facial and lingual attachments. Journal of clinical orthodontics*, 17(3), 165-169.
85. Banks, P. and Macfarlane, T.V. (2007). *Bonded versus banded first molar attachments: A randomized controlled clinical trial. Journal of orthodontics*, 34(2), 128-136.
86. Gillgrass, T., Millett, D., Creanor, S., Mackenzie, D., Bagg, J., Gilmour, W. and Foye, R. (1999). *Fluoride release, microbial inhibition and microleakage pattern of two orthodontic band cements. Journal of dentistry*, 27(6), 455-461.
87. Ngan, P., Wilson, S., Shanfeld, J. and Amini, H. (1994). *The effect of ibuprofen on the level of discomfort inpatients undergoing orthodontic treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 106(1), 88-95.
88. O'brien, W., Boenke, K. and Wagner, W. (2000). *Properties of a hot pressed lithium disilicate glass-ceramic. Journal of Dental Research*, 79,179-179.
89. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. and Crispin, B.J. (1998). *Dental luting agents: A review of the current literature. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.
90. Durning, P., McCabe, J. and Gordon, P. (1994). *A laboratory investigation into cements used to retain orthodontic bands. British Journal of Orthodontics*, 21(1), 27-32.
91. Mclean, J.W. (2001). *Evolution of dental ceramics in the twentieth century. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
92. Millett, D.T., Glenny, A.M., Mattick, C., Hickman, J. and Mandall, N.A. (2009). *Adhesives for fixed orthodontic bands.A systematic review. The Angle Orthodontist*, 79(1), 193-9.
93. De La Macorra García, J.C. and Ramiro, G.P. (2002). *Conventional and adhesive luting cements. Clinical Oral Investigations*, 6(4), 198-204.
94. Donovan, T.E. and Cho, G. (1999). *Contemporary evaluation of dental cements. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(3), 197-9, 202-8, 210.
95. Oilo, G. (1991). *Luting cements: A review and comparison. International Dental Journal*, 41(2), 81-88.
96. Lia, Z.C. and White, S.N. (1999). *Mechanical properties of dental luting cements. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 597-609.
97. Gottlieb, E.L., Nelson, A.H. and Vogels 3rd, D. (1996). *1996 jco study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1. Results and trends. Journal of Clinical Orthodontics*, 30(11), 615.
98. Bills Jr, R., Yates, J. and Mcknight, J. (1980). *Retention of stainless steel bands cemented with four dental cements. The Journal of Pedodontics*, 4(4), 273.

99. Maijer, R. and Smith, D. (1988). *A comparison between zinc phosphate and glass ionomer cement in orthodontics. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 93(4), 273-279.
100. Keim, R.G., Gottlieb, E.L., Nelson, A.H. and Vogels, D. (2002). *2002 jco study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. J Clin Orthod*, 36, 553-568.
101. Crisp, S., Kent, B.E., Lewis, B.G., Ferner, A.J. and Wilson, A.D. (1980). *Glass-ionomer cement formulations. The synthesis of novel polycarboxylic acids. Journal of dental research*, 59(6), 1055-1063.
102. **Mount, G.J.** (2003). *An atlas of glass-ionomer cements: A clinician's guide.* CRC Press.
103. Bowen, R.L. and Marjenhoff, W.A. (1992). *Dental composites/glass ionomers: The materials. Advances in dental research*, 6(1), 44-49.
104. Ribeiro, A.P.G., Serra, M.C., Paulillo, L.A. and Rodrigues, A.L. (1999). *Effectiveness of surface protection for resin-modified glass-ionomer materials. Quintessence international*, 30(6).
105. **Saito, S., Tosaki, S. and Hirota, K.** (1999). Characteristics of glass-ionomer cements. In Davidson, C.L. and Mjör, I.A (Eds), *Advances in glass-ionomer cements* (1st ed., pp.15-50). Berlin: Quintessence Publishing Co Inc.
106. Wilson, A., Prosser, H. and Powis, D. (1983). *Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. Journal of Dental Research*, 62(5), 590-592.
107. Wilson, A., Crisp, S., Lewis, B. and Mclean, J. (1977). *Experimental luting agents based on the glass ionomer cements. British Dental Journal*, 142(4), 117.
108. Croll, T.P. and Nicholson, J. (2002). *Glass ionomer cements in pediatric dentistry: Review of the literature. Pediatric Dentistry*, 24(5), 423-429.
109. Xie, D., Zhao, J., Yang, Y., Park, J., Chu, T. and Zhang, J. (2008). *Preparation and evaluation of a high-strength biocompatible glass-ionomer cement for improved dental restoratives. Biomedical Materials*, 3(2), 025012.
110. Anstice, H. and Nicholson, J. (1995). *Investigation of the post-hardening reaction in glass-ionomer cements based on poly (vinyl phosphonic acid). Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 6(7), 420-425.
111. Nasu, T. (1986). *Polyacrylic acid-metal adhesive bond joint characterization by x-ray photoelectron spectroscopy. Journal of biomedical materials research*, 20(3), 347-362.
112. Kleverlaan, C.J., Van Duinen, R.N. and Feilzer, A.J. (2004). *Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. Dental Materials*, 20(1), 45-50.
113. Burke, F., Fleming, G., Owen, F. and Watson, D. (2001). *Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. Dental update*, 29(1), 10-4, 16-7.

114. Toledano, M., Osorio, E., Osorio, R. and García-Godoy, F. (1999). *Microleakage of class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 610-615.
115. Dupuis, V., Moya, F., Payan, J. and Bartala, M. (1996). *Depth microhardness of glass ionomer cements. Biomaterials*, 17(1), 71-74.
116. Karaoglanoglu, S., Akgül, N., Özdabak, H.N. and Akgül, H.M. (2009). *Effectiveness of surface protection for glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and polyacid-modified composite resins. Dental Materials Journal*, 28(1), 96-101.
117. Elledge, D.A. (1998). *Multifunctional bases and liners. Dental Clinics of North America*, 42(4), 739.
118. Sidhu, S. (2011). *Glass-ionomer cement restorative materials: A sticky subject? Australian Dental Journal*, 56(s1), 23-30.
119. Croll, T. and Helpin, M. (1994). *Class II vitremer restoration of primary molars. ASDC Journal of Dentistry for Children*, 62(1), 17-21.
120. Smith, D.C. (1998). *Development of glass-ionomer cement systems. Biomaterials*, 19(6), 467-478.
121. Kilpatrick, N. (1995). *Glass ionomer cements: Their application in children, part I. Dental update*, 23(6), 236-238.
122. Mount, G.J. and Hume, W.R. (1997). *A revised classification of carious lesions by site and size. Quintessence International*, 28(5), 301-3.
123. Rutar, J., Mcallan, L. and Tyas, M. (2002). *Three-year clinical performance of glass ionomer cement in primary molars. International Journal of Pediatric Dentistry*, 12(2), 146-147.
124. Croll, T.P. (1990). *Glass ionomers for infants, children, and adolescents. The Journal of the American Dental Association*, 120(1), 65-68.
125. Croll, T.P. (1992). *Glass ionomers and esthetic dentistry: What the new properties mean to dentistry. The Journal of the American Dental Association*, 123(5), 51-54.
126. **Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. and Aksu, L.** (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
127. Darling, M. and Hill, R. (1994). *Novel polyalkenoate (glass-ionomer) dental cements based on zinc silicate glasses. Biomaterials*, 15(4), 299-306.
128. Cho, E., Kopel, H. and White, S.N. (1995). *Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. Quintessence International*, 26(5), 351-8.
129. Berg, J.H. (1998). *The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. Pediatric Dentistry*, 20, 93-100.
130. Oânal, B. and Pamir, T. (2005). *The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. The Journal of the American Dental Association*, 136(11), 1547-1555.
131. Wilson, A.D. (1990). *Resin-modified glass-ionomer cements. International Journal of Prosthodontics*, 3(5), 425-9.

132. Mount, G. (1993). *Buonocore memorial lecture. Glass-ionomer cements: Past, present and future. Operative Dentistry*, 19(3), 82-90.
133. Frankenberger, R., Sindel, J. and Krämer, N. (1997). *Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? Quintessence International*, 28(10), 667-76.
134. Eliades, G., Kakaboura, A. and Palaghias, G. (1998). *Acid–base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers). Dental Materials*, 14(1), 57-63.
135. Eli, I., Ben-Amar, A. and Weiss, E. (1995). *Antibacterial activity of three dental liners. Journal of Prosthodontics*, 4(3), 178-182.
136. Nicholson, J.W. (2007). *Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. Dental materials*, 23(5), 615-622.
137. Vaikuntam, J. (1996). *Resin-modified glass ionomer cements (RM GICS) implications for use in pediatric dentistry. ASDC journal of dentistry for children*, 64(2), 131-134.
138. St. Germain, H. and Meiers, J. (1996). *Surface roughness of light-activated glass-ionomer cement restorative materials after finishing. Operative dentistry*, 21, 103-109.
139. Miyazaki, M., Moore, B.K. and Onose, H. (1996). *Effect of surface coatings on flexural properties of glass ionomers. European Journal of Oral Sciences*, 104(5-6), 600-604.
140. Almuammar, M., Schulman, A. and Salama, F. (2001). *Shear bond strength of six restorative materials. Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 25(3), 221-225.
141. Mount, G. (1993). *Clinical placement of modern glass-ionomer cements. Quintessence International*, 24(2), 99-107.
142. Sidhu, S.K. and Watson, T.F. (1995). *Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the american journal of dentistry. American Journal of Dentistry*, 8(1), 59-67.
143. Mclean, J.W., Nicholson, J. and Wilson, A. (1994). *Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials, Quintessence International*, 25(9), 587-9.
144. Cattani-Lorente, M.-A., Dupuis, V., Payan, J., Moya, F. and Meyer, J.-M. (1999). *Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. Dental Materials*, 15(1), 71-78.
145. Aboush, Y. and Jenkins, C. (1986). *An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. British Dental Journal*, 161(5), 179.
146. Lo, E., Luo, Y., Fan, M. and Wei, S. (2001). *Clinical investigation of two glass–ionomer restoratives used with the atraumatic restorative treatment approach in china: Two–years results. Caries research*, 35(6), 458-463.

147. Marquezan, M., Fagundes, T.C., Toledano, M., De Lima Navarro, M.F. and Osorio, R. (2009). *Differential bonds degradation of two resin-modified glass-ionomer cements in primary and permanent teeth. journal of dentistry*, 37(11), 857-864.
148. Oya, B. (2007). *Poliasit-modifiye kompozit rezinler (kompomerler) literatür taraması. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(3)(157-161).
149. Meyer, J., Cattani-Lorente, M. and Dupuis, V. (1998). *Compomers: Between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials*, 19(6), 529-539.
150. Gladys, S., Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P. and Vanherle, G. (1997). *Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. Journal of Dental Research*, 76(4), 883-894.
151. Sidhu, S. and Watson, T. (1995). *Resin-modified glass-ionomer materials. Part I: Properties. Dental update*, 22(10), 429-432.
152. Schneider, B., Baumann, M., Watanabe, L. and Marshall, G. (2000). *Dentin shear bond strength of compomers and composites. Dental Materials*, 16(1), 15-19.
153. Hes, K., Leung, S. and Wei, S. (1999). *Resin-ionomer restorative materials for children: A review. Australian dental journal*, 44(1), 1-11.
154. Croll, T. (2007). *Nanofilled resin-modified glass ionomer restorative cement. Contemp Esthet*, 11, 14-7.
155. Abate, P., Bertacchini, S., Polack, M. and Macchi, R. (1997). *Adhesion of a compomer to dental structures. Quintessence International*, 28(8), 509-12.
156. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. and Anusavice, K. (1998). *New direct restorative materials. International Dental Journal*, 48(1), 3-16.
157. Akashi, A., Matsuya, Y., Unemori, M. and Akamine, A. (1999). *The relationship between water absorption characteristics and the mechanical strength of resin-modified glass-ionomer cements in long-term water storage. Biomaterials*, 20(17), 1573-1578.
158. Williams, J.D., Swartz, M.L. and Phillips, R.W. (1965). *Retention of orthodontic bands as influenced by the cementing media. The Angle Orthodontist*, 35(4), 278-285.
159. Hotz, P., Mclean, J., Sced, I. and Wilson, A. (1977). *The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. British Dental Journal*, 142(2), 41.
160. Kasim, N.A., Millett, D. and McCabe, J. (1996). *The ball mill as a means of investigating the mechanical failure of dental materials. Journal of Dentistry*, 24(1-2), 117-124.
161. Hamula, W., Hamula, D. and Brower, K. (1993). *Glass ionomer update. Journal of Clinical Orthodontics*, 27(8), 420.
162. Mennemeyer, V.A., Neuman, P. and Powers, J.M. (1999). *Bonding of hybrid ionomers and resin cements to modified orthodontic band materials. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 115(2), 143-147.



163. Millett, D., Kamahli, K. and Mccoll, J. (1998). *Comparative laboratory investigation of dual-cured vs. Conventional glass ionomer cements for band cementation. The Angle Orthodontist*, 68(4), 345-350.
164. Knox, J., Chye, K. and Durning, P. (2004). *An ex vivo evaluation of resin-modified glass polyalkenoates and polyacid-modified composite resins as orthodontic band cements. Journal of Orthodontics*, 31(4), 323-328.
165. Cacciafesta, V., Jost-Brinkmann, P.-G., Süßenberger, U. and Miethke, R.-R. (1998). *Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 113(4), 402-407.
166. Yamazaki, A., Hibino, Y., Honda, M., Nagasawa, Y., Hasegawa, Y., Omatsu, J., Yamaga, T. and Nakajima, H. (2007). *Effect of water on shear strength of glass ionomer cements for luting. Dental Materials Journal*, 26(5), 708-712.
167. Wood, D.P., Paleczny, G.J. and Johnson, L.N. (1996). *The effect of sandblasting on the retention of orthodontic bands. The Angle Orthodontist*, 66(3), 207-214.
168. Williams, P., Sherriff, M. and Ireland, A. (2005). *An investigation into the use of two polyacid-modified composite resins (compomers) and a resin-modified glass poly (alkenoate) cement used to retain orthodontic bands. The European Journal of Orthodontics*, 27(3), 245-251.
169. Alster, D., Feilzer, A., De Gee, A. and Davidson, C. (1995). *Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. Journal of Dental Research*, 74(11), 1745-1748.
170. Dukes, W. and Bryant, R. (1969). *The effect of adhesive thickness on joint strength. The Journal of Adhesion*, 1(1), 48-53.
171. McCabe, J.F. (1998). *Resin-modified glass-ionomers. Biomaterials*, 19(6), 521-527.
172. Arısu, H.D., Bala, O., Üçtaşlı, M.B. and Kalaycı, Ş. (2007). *Cam iyonomer siman ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin florid salma özellikleri. Acta Odontologica Turcica*, 24(3), 157.
173. Wiegand, A., Buchalla, W. and Attin, T. (2007). *Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. Dental Materials*, 23(3), 343-362.
174. Wenderoth, C.J., Weinstein, M. and Borislow, A.J. (1999). *Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 116(6), 629-634.
175. **Nicholson, J.** (1993). *Acid base cements; their biomedical and other applications*. Cambridge University Press.
176. Tay, W. and Braden, M. (1988). *Fluoride ion diffusion from polyalkenoate (glass-ionomer) cements. Biomaterials*, 9(5), 454-456.

177. Dionysopoulos, P., Kotsanos, N. and Pataridou, A. (2003). *Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. Journal of oral rehabilitation*, 30(9), 866-872.
178. Basso, G.R., Della Bona, Á., Gobbi, D.L. and Cecchetti, D. (2011). *Fluoride release from restorative materials. Brazilian dental journal*, 22(5), 355-358.
179. Hewlett, E.R. and Mount, G.J. (2003). *Glass ionomers in contemporary restorative dentistry--a clinical update. Journal of the California Dental Association*, 31(6), 483-492.
180. Mousavinasab, S.M. and Meyers, I. (2009). *Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. Dental research journal*, 6(2), 75.
181. Dionysopoulos, D., Koliniotou-Koumpia, E., Helvatzoglou-Antoniades, M. and Kotsanos, N. (2013). *Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. Dental Materials Journal*, 32(2), 296-304.
182. Dionysopoulos, D. (2014). *The effect of fluoride-releasing restorative materials on inhibition of secondary caries formation. Fluoride*, 47(3), 258-65.
183. Cate, J.T. (1997). *Review on fluoride, with special emphasis on calcium fluoride mechanisms in caries prevention. European journal of oral sciences*, 105(5), 461-465.
184. Øgaard, B. (2001). *CaF<sub>2</sub> formation: Cariostatic properties and factors of enhancing the effect. Caries Research*, 35(1), 40-44.
185. Wagner, L. and Szepietowska, M. (2013). *Fluoride penetration from three orthodontic adhesives: An experimental study. The Korean Journal of Orthodontics*, 43(1), 29-34.
186. Hallgren, A., Oliveby, A. and Twetman, S. (1990). *Salivary fluoride concentrations in children with glass ionomer cemented orthodontic appliances. Caries research*, 24(4), 239-241.
187. Arıkan, S., Arhun, N., Arman, A. and Cehreli, S.B. (2006). *Microleakage beneath ceramic and metal brackets photopolymerized with led or conventional light curing units. The Angle Orthodontist*, 76(6), 1035-1040.
188. Millett, D., McCabe, J., Bennett, T., Carter, N. and Gordon, P. (1995). *The effects of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement. British Journal of Orthodontics*, 22(2), 161-169.
189. Crim, G.A. (1993). *Marginal leakage of visible light-cured glass ionomer restorative materials. The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(6), 561-563.
190. Uysal, T., Ramoglu, S.I., Ertas, H. and Ulker, M. (2010). *Microleakage of orthodontic band cement at the cement-enamel and cement-band interfaces. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(4), 534-539.
191. Eliades, T., Viazis, A.D. and Eliades, G. (1991). *Bonding of ceramic brackets to enamel: Morphologic and structural considerations. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 99(4), 369-375.

192. Arhun, N., Arman, A., Çehreli, S.B., Arıkan, S., Karabulut, E. and Gülşahi, K. (2006). *Microleakage beneath ceramic and metal brackets bonded with a conventional and an antibacterial adhesive system. The Angle Orthodontist*, 76(6), 1028-1034.
193. Uysal, T., Ramoglu, S.I., Ulker, M. and Ertas, H. (2010). *Effects of high-intensity curing lights on microleakage under orthodontic bands. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(2), 201-207.
194. Üşümez, S., Büyükyılmaz, T., Karaman, A.İ. and Gündüz, B. (2005). *Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. The European Journal of Orthodontics*, 27(2), 173-179.
195. Deschepper, E., White, R. and Von Der Lehr, W. (1989). *Antibacterial effects of glass ionomers. American journal of dentistry*, 2(2), 51-56.
196. McComb, D. and Ericson, D. (1987). *Antimicrobial action of new, proprietary lining cements. Journal of Dental Research*, 66(5), 1025-1028.
197. Momoi, Y. and McCabe, J. (1994). *Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. British Dental Journal*, 176(3), 91-96.
198. Hamilton, I. (1990). *Biochemical effects of fluoride on oral bacteria. Journal of Dental Research*, 69(2\_suppl), 660-667.
199. Deschepper, E., Berry, E., Cailleteau, J. and Tate, W. (1990). *Fluoride release from light-cured liners. American Journal of Dentistry*, 3(3), 97-100.
200. Babaahmady, K., Challacombe, S., Marsh, P. and Newman, H. (1998). *Ecological study of streptococcus mutans, streptococcus sobrinus and lactobacillus spp. At sub-sites from approximal dental plaque from children. Caries Research*, 32(1), 51-58.
201. Hamada, S. and Slade, H.D. (1980). *Biology, immunology, and cariogenicity of streptococcus mutans. Microbiological Reviews*, 44(2), 331.
202. Kocak, M.M., Ozcan, S., Kocak, S., Topuz, O. and Erten, H. (2009). *Comparison of the efficacy of three different mouthrinse solutions in decreasing the level of streptococcus mutans in saliva. European Journal of Dentistry*, 3(1), 57-61.
203. Catalbas, B., Kamak, H., Demir, A., Nur, M. and Hadimli, H. (2012). *Antibacterial effects of several current orthodontic materials against streptococcus mutans. West Indian Medical Journal*, 61(8), 821-825.
204. Vahid Dastjerdie, E., Oskoui, M., Sayanjali, E. and Tabatabaei, F.S. (2012). *In-vitro comparison of the antimicrobial properties of glass ionomer cements with zinc phosphate cements. Iranian Journal of Pharmaceutical Research*, 11(1), 77-82.
205. Gonzalez-Perez, J., Scougall-Vilchis, R., Contreras-Bulnes, R., La Rosa-Gómez, D., Uematsu, S. and Yamaguchi, R. (2012). *Adherence of Streptococcus mutans to orthodontic band cements. Australian Dental Journal*, 57(4), 464-469.

206. Matalon, S., Slutzky, H. and Weiss, E.I. (2005). *Antibacterial properties of 4 orthodontic cements. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(1), 56-63.
207. Balenseifen, J.W. and Madonia, J. (1970). *Study of dental plaque in orthodontic patients. Journal of Dental Research*, 49(2), 320-324.
208. Mattingly, J., Sauer, G., Yancey, J. and Arnold, R.R. (1983). *Enhancement of Streptococcus mutans colonization by direct bonded orthodontic appliances. Journal of Dental Research*, 62(12), 1209-1211.
209. Scheie, A.A., Arneberg, P. and Krogstad, O. (1984). *Effect of orthodontic treatment on prevalence of Streptococcus mutans in plaque and saliva. European Journal of Oral Sciences*, 92(3), 211-217.
210. Yap, A. and Lee, C. (1997). *Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. Journal of Oral Rehabilitation*, 24(4), 310-314.
211. Iwami, Y., Yamamoto, H., Sato, W., Kawai, K., Torii, M. and Ebisu, S. (1998). *Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. Operative Dentistry*, 23, 132-137.
212. El Attar, H., Elhiny, O., Salem, G., Abdelrahman, A. and Attia, M. (2016). *A twofold comparison between dual cure resin modified cement and glass ionomer cement for orthodontic band cementation. Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 4(4), 695.
213. Zhang, Y. and Xu, J. (2008). *Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(6), 2477-2483.
214. Ito, S., Hashimoto, M., Wadgaonkar, B., Svizero, N., Carvalho, R.M., Yiu, C., Rueggeberg, F.A., Foulger, S., Saito, T. and Nishitani, Y. (2005). *Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. Biomaterials*, 26(33), 6449-6459.
215. Örtengren, U., Wellendorf, H., Karlsson, S. and Ruyter, I. (2001). *Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. Journal of oral rehabilitation*, 28(12), 1106-1115.
216. Chimeli, T.B.C., D'alpino, P.H.P., Pereira, P.N., Hilgert, L.A., Di Hipolito, V. and Garcia, F.C.P. (2014). *Effects of solvent evaporation on water sorption/solubility and nanoleakage of adhesive systems. Journal of Applied Oral Science*, 22(4), 294-301.
217. Nicholson, J.W. and Czarnecka, B. (2007). *Kinetic studies of the effect of varnish on water loss by glass-ionomer cements. dental materials*, 23(12), 1549-1552.
218. Oilo, G. (1984). *Early erosion of dental cements. Scandinavian journal of dental research*, 92(6), 539-543.
219. Phillips, S. and Bishop, B. (1985). *An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement. Quintessence international*, 16(2), 175.

220. Mclean, J. (1991). *Clinical applications of glass-ionomer cements*. *Operative Dentistry*, 184-190.
221. Beatty, M.W., Swartz, M., Moore, B., Phillips, R. and Roberts, T. (1993). *Effect of crosslinking agent content, monomer functionality, and repeat unit chemistry on properties of unfilled resins*. *Journal of Biomedical Materials research*, 27(3), 403-413.
222. Spinell, T., Schedle, A. and Watts, D.C. (2009). *Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements*. *Dental Materials*, 25(8), 1058-1066.
223. Zankuli, M., Devlin, H. and Silikas, N. (2014). *Water sorption and solubility of core build-up materials*. *Dental Materials*, 30(12), 324-329.
224. Mathis, R. and Ferracane, J. (1989). *Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material*. *Dental Materials*, 5(5), 355-358.
225. Hoffman, A.S. (2012). *Hydrogels for biomedical applications*. *Advanced drug delivery reviews*, 64, 18-23.
226. Øysæd, H. and Ruyter, I.E. (1986). *Composites for use in posterior teeth: Mechanical properties tested under dry and wet conditions*. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 20(2), 261-271.
227. Pastila, P., Lassila, L.V., Jokinen, M., Vuorinen, J., Vallittu, P.K. and Mäntylä, T. (2007). *Effect of short-term water storage on the elastic properties of some dental restorative materials—a resonant ultrasound spectroscopy study*. *dental materials*, 23(7), 878-884.
228. Malacarne, J., Carvalho, R.M., Mario, F., Svizero, N., Pashley, D.H., Tay, F.R., Yiu, C.K. and De Oliveira Carrilho, M.R. (2006). *Water sorption/solubility of dental adhesive resins*. *Dental Materials*, 22(10), 973-980.
229. Becher, R., Kopperud, H.M., Al, R.H., Samuelsen, J.T., Morisbak, E., Dahlman, H.J., Lilleaas, E.M. and Dahl, J.E. (2006). *Pattern of cell death after in vitro exposure to GDMA, TEGDMA, HEMA and two compomer extracts*. *Dental Materials*, 22(7), 630-640.
230. Mortier, E., Gerdolle, D., Jacquot, B. and Panighi, M. (2004). *Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent—resin-based filling material*. *Operative Dentistry*, 29(6), 669-76.
231. Zhao, J., Platt, J.A. and Xie, D. (2009). *Characterization of a novel light-cured star-shape poly (acrylic acid)-composed glass-ionomer cement: Fluoride release, water sorption, shrinkage, and hygroscopic expansion*. *European Journal of Oral Sciences*, 117(6), 755-765.
232. Nicholson, J., Anstice, H. and Mclean, J. (1991). *A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements*. *British Dental Journal*, 173(3), 98-101.
233. Um, C.M. and Øilo, G. (1992). *The effect of early water contact on glass-ionomer cements*. *Quintessence International*, 23(3), 209-14.

234. Namura, Y., Tsuruoka, T. and Shimizu, N. (2006). *Effects of different sizes of occlusal metal on curing depth of light-cured orthodontic band cement. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 175. e1-175. e5.
235. Ferracane, J., Mitchem, J., Condon, J. and Todd, R. (1997). *Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. Journal of Dental Research*, 76(8), 1508-1516.
236. **Watts, D.C.** (2001). Orthodontic adhesive resins and composites: Principles of adhesion. In W.A. Brantley, T. Eliades (Eds.), *Orthodontic Materials—Scientific and Clinical Aspects*. (pp.189-200) New York: Thieme.
237. Arrais, C.A., Rueggeberg, F.A., Waller, J.L., Mario, F. and Giannini, M. (2008). *Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. Journal of Dentistry*, 36(6), 418-426.
238. Rejman, D.J., Eliades, T., Bradley, T.G. and Eliades, G. (2008). *Polymerization efficiency of glass-ionomer and resin adhesives under molar bands. The Angle Orthodontist*, 78(3), 549-552.
239. Yoon, T.H., Lee, Y.K., Lim, B.S. and Kim, C.W. (2002). *Degree of polymerization of resin composites by different light sources. Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1165-1173.
240. Davidson, C.L. (1994). *Glass-ionomer bases under posterior composites. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 6(5), 223-226.
241. Koike, T., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K. and Wakumoto, S. (1990). *Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. Dental Materials*, 6(3), 178-180.
242. Ferracane, J.L. (2006). *Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. Dental Materials*, 22(3), 211-222.
243. Bowen, R., Rapson, J. and Dickson, G. (1982). *Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. Journal of dental research*, 61(5), 654-658.
244. Kanchanasavita, W., Anstice, H. and Pearson, G.J. (1997). *Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. Biomaterials*, 18(4), 343-349.
245. Taneva, E., Kusnoto, B. and Evans, C.A. (2015). *3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. Issues in Contemporary Orthodontics*, 148.
246. Mörmann, W., Brandestini, M., Ferru, A., Lutz, F. and Krejci, I. (1985). *Marginal adaptation of adhesive porcelain inlays in vitro. Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin*, 95(12), 1118-1129.
247. **Brandestini, M. and Moermann, W.H.** (1989). *Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth. U.S. patent. no 4837732 A.* Google patents.
248. Moermann, W.H. (2006). *The evolution of the Cerec system. The Journal of the American Dental Association*, 137, 7-13.

249. Martin, C.B., Chalmers, E.V., McIntyre, G.T., Cochrane, H. and Mossey, P.A. (2015). *Orthodontic scanners: What's available?* *Journal of Orthodontics*, 42(2), 136-143.
250. Rheude, B., Lionel Sadowsky, P., Ferriera, A. and Jacobson, A. (2005). *An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning.* *The Angle Orthodontist*, 75(3), 300-304.
251. Wiechmann, D., Rummel, V., Thalheim, A., Simon, J.-S. and Wiechmann, L. (2003). *Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment.* *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(5), 593-599.
252. **Hilliard, J.K.** (2006) *Automated method for producing improved orthodontic aligners.* U.S. patent no. 7077646 B2. Google Patents.
253. Gateno, J., Xia, J.J., Teichgraber, J.F., Christensen, A.M., Lemoine, J.J., Liebschner, M.A., Gliddon, M.J. and Briggs, M.E. (2007). *Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities.* *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(4), 728-734.
254. Cousley, R.R. and Turner, M.J. (2014). *Digital model planning and computerized fabrication of orthognathic surgery wafers.* *Journal of Orthodontics*, 41(1), 38-45.
255. Asquith, J. and McIntyre, G. (2012). *Dental arch relationships on three-dimensional digital study models and conventional plaster study models for patients with unilateral cleft lip and palate.* *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 49(5), 530-534.
256. Birnbaum, N.S., Aaronson, H.B., Stevens, C. and Cohen, B. (2009). *3D digital scanners: A high-tech approach to more accurate dental impressions.* *Inside Dentistry*, 5(4), 70-4.
257. Fleming, P., Marinho, V. and Johal, A. (2011). *Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: A systematic review.* *Orthodontics & craniofacial research*, 14(1), 1-16.
258. Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R. and Bilir, H. (2014). *Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes.* *BMC Oral Health*, 14(1), 10.
259. Correia, G.D.C., Habib, F.a.L. and Vogel, C.J. (2014). *Tooth-size discrepancy: A comparison between manual and digital methods.* *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19(4), 107-113.
260. Marghalani, H.Y. (2012). *Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements.* *Dental Materials*, 28(10), 187-198.
261. Corbett, J., Brown, L., Keene, H. and Horton, I. (1981). *Comparison of Streptococcus mutans concentrations in non-banded and banded orthodontic patients.* *Journal of Dental Research*, 60(12), 1936-1942.

262. Huser, M.C., Baehni, P.C. and Lang, R. (1990). *Effects of orthodontic bands on microbiologic and clinical parameters. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 97(3), 213-218.
263. Ghajari, M.F., Eslamian, L., Rad, A.N. and Morovati, S.P. (2015). *Efficacy of glass ionomer cements for prevention of white spot lesions during orthodontic banding: A randomized clinical trial. Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(12), 913.
264. Bagheri, R., Mese, A., Burrow, M.F. and Tyas, M.J. (2010). *Comparison of the effect of storage media on shear punch strength of resin luting cements. Journal of Dentistry*, 38(10), 820-827.
265. Silva, E.M.D., Noronha-Filho, J.D., Amaral, C.M., Poskus, L.T. and Guimarães, J.G.A. (2013). *Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: Influence of activation mode. Journal of Applied Oral Science*, 21(3), 271-277.
266. Korkmaz, F.M., Tüzüner, T., Bağış, B., Baygın, Ö. and Turgut, S. (2013). *Antibakteriyel içeren geleneksel yapıştırıcı simanların su emilimi-water sorption of conventional luting cements containing antibacterial agents. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 47(2), 11-19.
267. Geddes, D.A. (1975). *Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. Caries research*, 9(2), 98-109.
268. De Gee, A., Wendt, S., Werner, A. and Davidson, C. (1996). *Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. Biomaterials*, 17(13), 1327-1332.
269. Millett, D., Cummings, A., Letters, S., Roger, E. and Love, J. (2003). *Resin-modified glass ionomer, modified composite or conventional glass ionomer for band cementation?—an in vitro evaluation. The European Journal of Orthodontics*, 25(6), 609-614.
270. Béchet, E., Cuilliere, J.-C. and Trochu, F. (2002). *Generation of a finite element mesh from stereolithography (STL) files. Computer-Aided Design*, 34(1), 1-17.
271. Koc, B., Ma, Y. and Lee, Y.-S. (2000). *Smoothing STL files by max-fit biarc curves for rapid prototyping. Rapid Prototyping Journal*, 6(3), 186-205.
272. Gerdolle, D.A., Mortier, E., Jacquot, B. and Panighi, M.M. (2008). *Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study. Quintessence International*, 39(3), 107-114.
273. Biradar, B. and Biradar, S. (2012). *Evaluation of the effect of water on three different light cured composite restorative materials stored in water: An in vitro study. International Journal of Dentistry*, 2012, 1-5.
274. Rahim, T.N.a.T., Mohamad, D., Akil, H.M. and Ab Rahman, I. (2012). *Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. Dental Materials*, 28(6), 63-70.



275. Küçükeşmen, Ç., Öztaş, D.D., Küçükeşmen, H.C. and Erkut, S. (2007). *Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi. SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(2).
276. Buket, E., Çelenk, S., Bolgöl, B.S., Atakul, F. and Uysal, E. (2006). *Water sorption and water solubility of various restorative materials. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 12(2), 43.
277. Stahl, F., Ashworth, S.H., Jandt, K.D. and Mills, R.W. (2000). *Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: Flexural properties and polymerisation potential. Biomaterials*, 21(13), 1379-1385.
278. Peutzfeldt, A., Sahafi, A. and Asmussen, E. (2000). *Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. Dental Materials*, 16(5), 330-336.
279. Agha, A., Parker, S. and Patel, M.P. (2016). *Development of experimental resin modified glass ionomer cements (RMGICS) with reduced water uptake and dimensional change. Dental Materials*, 32(6), 713-722.
280. Yıkılğan, İ., Gürel, M.A., Bala, O. and Ömürlü, H. (2010). *Farklı estetik restoratif materyallerin su emilimi ve suda çözünürlüklerinin karşılaştırılması. Acta Odontologica Turcica*, 27(2), 93.
281. Phull, A.R., Abbas, Q., Ali, A., Raza, H., Zia, M. and Haq, I.U. (2016). *Antioxidant, cytotoxic and antimicrobial activities of green synthesized silver nanoparticles from crude extract of bergenia ciliata. Future Journal of Pharmaceutical Sciences*, 2(1), 31-36.
282. Levingstone, T.J., Thompson, E., Matsiko, A., Schepens, A., Gleeson, J.P. and O'brien, F.J. (2016). *Multi-layered collagen-based scaffolds for osteochondral defect repair in rabbits. Acta Biomaterialia*, 32, 149-160.
283. Abdelhady, N.M. and Badr, K.A. (2016). *Comparative study of phenolic content, antioxidant potentials and cytotoxic activity of the crude and green synthesized silver nanoparticles' extracts of two phlomis species growing in egypt. Journal of Pharmacognosy and Phytochemistry*, 5(6), 377-383.
284. Süfer, Ö., Sezer, S. and Demir, H. (2017). *Thin layer mathematical modeling of convective, vacuum and microwave drying of intact and brined onion slices. Journal of Food Processing and Preservation. In press*
285. Nicholson, J.W. and Czarnecka, B. (2008). *Kinetic studies of water uptake and loss in glass-ionomer cements. Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(4), 1723-1727.
286. Knobloch, L., Kerby, R., Mcmillen, K. and Clelland, N. (2000). *Solubility and sorption of resin-based luting cements. Operative Dentistry*, 25(5), 434-440.
287. Yoshida, K., Tanagawa, M. and Atsuta, M. (1998). *In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 285-291.
288. Giti, R., Vojdani, M., Abduo, J. and Bagheri, R. (2016). *The comparison of sorption and solubility behavior of four different resin luting cements in different storage media. Journal of Dentistry*, 17(2), 91.

289. Silva, E.M., Almeida, G.S., Poskus, L.T. and Guimarães, J.G.A. (2012). *Influence of organic acids present in the oral biofilm on the microtensile bond strength of adhesive systems to human dentin. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(3), 735-741.
290. Da Silva, E.M., Gonçalves, L., Guimarães, J.G.A., Poskus, L.T. and Fellows, C.E. (2011). *The diffusion kinetics of a nanofilled and a midifilled resin composite immersed in distilled water, artificial saliva, and lactic acid. Clinical Oral Investigations*, 15(3), 393-401.
291. Zero, D., Van Houte, J. and Russo, J. (1986). *The intra-oral effect on enamel demineralization of extracellular matrix material synthesized from sucrose by streptococcus mutans. Journal of Dental Research*, 65(6), 918-923.
292. Distler, W. and Kröncke, A. (1983). *The acid pattern in human dental plaque. Journal of Dental Research*, 62(2), 87-91.
293. Wei, Y.-J., Silikas, N., Zhang, Z.-T. and Watts, D.C. (2011). *Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin–matrix composites during water sorption/desorption cycles. Dental Materials*, 27(2), 197-205.
294. Ferracane, J. and Condon, J. (1990). *Rate of elution of leachable components from composite. Dental Materials*, 6(4), 282-287.
295. Örtengren, U., Andersson, F., Elgh, U., Terselius, B. and Karlsson, S. (2001). *Influence of ph and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. Journal of Dentistry*, 29(1), 35-41.
296. Uysal, T., Yagci, A., Uysal, B. and Akdogan, G. (2009). *Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? The European Journal of Orthodontics*, 32(1), 78-82.
297. Hamouda, I.M. (2011). *Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(5), 315-322.
298. Keyf, F., Tuna, S.H., Şen, M. and Safrany, A. (2007). *Water sorption and solubility of different luting and restorative dental cements. Turkish Journal of Medical Sciences*, 37(1), 47-55.
299. Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Fuentes, V., Prati, C. and García-Godoy, F. (2003). *Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. Journal of Dentistry*, 31(1), 43-50.
300. Ayse, M. and Burrow, M.F. (2008). *Sorption and solubility of luting cements in different solutions. Dental Materials Journal*, 27(5), 702-709.
301. Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K. and Yamaki, M. (1991). *Residual monomers (TEGDMA and BIS-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. Journal of Oral Rehabilitation*, 18(4), 353-362.
302. Braden, M. and Clarke, R. (1984). *Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials: I. Proprietary materials. Biomaterials*, 5(6), 369-372.

303. Øysæd, H. and Ruyter, I. (1986). *Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. Journal of Dental Research*, 65(11), 1315-1318.
304. Goncalves, L., Jaime Filho, D., Guimarães, J.G., Poskus, L.T. and Silva, E.M. (2008). *Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 85(2), 320-325.
305. Antonucci, J.M. (1988). *Toughened glass-ionomer cements. Trends Tech Contemp Dent Lab*, 5(4).
306. Wilson, A.D. (1976). *Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: A critical evaluation of its meaning. Journal of Dental Research*, 55(5), 721-729.



## ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında İstanbul'da doğdum. İlk öğrenimime Çerkezköy Atatürk İlkokulu'nda başlayıp Gazimağusa Canbulat İlkokulu'nda tamamladım. Orta öğrenimimi Diyarbakır Ali Emiri Ortaokulu'nda tamamladım. Diyarbakır Anadolu Lisesi ve İstanbul Adnan Menderes Anadolu Lisesi'ndeki dört yıllık lise eğitimimin ardından 2007 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne girmeye hak kazandım ve 2012 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 2013 yılında Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Hala aynı anabilim dalında uzmanlık öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

